

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2015

Adriana Pivodová

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Využití ultrazvukového měření tloušťky kůže při kutometrické diagnostice

Application of Ultrasonographic Measurement of Skin Thickness in
Cutometric Diagnostics

2015

Adriana Pivodová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Adriana Pivodová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Využití ultrazvukového měření tloušťky kůže
při kutometrické diagnostice**
**Application of Ultrasonographic Measurement of Skin Thickness
in Cutometric Diagnostics**

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše a zhodnocení současného stavu způsobu měření tloušťky kůže pomocí USG.
2. Význam měření tloušťky kůže pro zkoumání viskoelastických parametrů kůže.
3. Návrh metodiky pro USG zjišťování hloubkových parametrů kůže relevantních pro viskoelastické parametry.
4. Testování na reálných patientských datech.
5. Zhodnocení přínosnosti pro klinickou praxi.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARKS, Ronald and Peter A. PAYNE. *Bioengineering and the skin: based on the proceedings of the European Society for Dermatological Research symposium, held at the Welsh National School of Medicine, Cardiff, 19-21 July 1979*. Boston: MPT Press Limited, c1981, xv, 344 p. ISBN 0-85200-314-5.
- [2] MILLINGTON, P.F. and R. WILKINSON. *Skin*. New York: Cambridge University Press, 1983, xii, 224 p. ISBN 0-521-24122-7.
- [3] SERUP, J., G.B.E. JEMEC and G. L. GROVE, eds. *Handbook of non-invasive methods and the skin*. 2nd ed. Boca Raton: CRC/Taylor, 2006, 1029 p. ISBN 978-0-8493-1437-7.
- [4] ESCOFFIER, C., J. de RIGAL, A. ROCHEFORT, R. VASSELET, J.-L. LÉVÊQUE and P.G. AGACHE. Age-related mechanical properties of human skin: an in vivo study. *Journal of Investigative Dermatology*. 1989, vol.93(3), p.353–7. ISSN 0007-0963. doi:10.1111/1523-1747.ep12280259
- [5] LAKES, Roderic. *Viscoelastic materials*. New York: Cambridge University Press, 2009, xviii, 461 p. ISBN 0-521-88568-X, 978-0-521-88568-3.
- [6] PHAN-THIEN, Nhan. *Understanding viscoelasticity: an introduction to rheology*. 2nd ed. New York: Springer, 2012, 200 p. ISBN 978-3-642-32957-9.
- [7] COURAGE+KHAZAKA ELECTRONIC GmbH. *Information and Operating Instructions for the Cutometer1 MPA 580 and the software Cutometer1 MPA Q*. 2010. 45 p. Dostupné z: <http://www.courage-khazaka.de/>.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

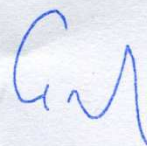
Konzultant bakalářské práce: MUDr. Hana Klosová, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Veškeré použité podklady, ze kterých jsem čerpala informace, jsou uvedeny v seznamu použité literatury a citovány v textu podle normy ČSN ISO 690.

V Ostravě dne 7. května 2015



Adriana Pivodová

Abstrakt

Tato bakalářská práce je zaměřena na ultrazvukové měření tloušťky kůže za současného využití kutometrické diagnostiky. Bakalářská práce se v první části zabývá problematikou ultrazvukové diagnostiky a anatomí kůže. Součástí této části práce je rešerše kutometrické diagnostiky a měření tloušťky kůže. Praktická část bakalářské práce je zaměřena na testování reálného pacienta pomocí kutometrické diagnostiky. V další části kapitoly bylo provedeno měření tloušťky kůže pomocí ultrasonografu. Výsledky praktické části byly statisticky zpracované v programu Mathematica 10.0.1. V druhé kapitole praktické části byl vytvořený matematický vzorec přepočtu absolutního parametru zohledňující tloušťku kůže v konkrétním měřeném místě. Závěrečná část bakalářské práce byla zaměřena na zjištění relevantních parametrů pro objektivní zkoumání viskoelastických vlastností kůže a měření tloušťky kůže.

Abstract

The bachelor thesis is dealing on ultrasonic measurement of the skin thickness with current utilization of cutometric diagnostics. The first part of bachelor thesis is presents of ultrasonic diagnostics and anatomy of skin. Including this part was made theoretical analysis of cutometric diagnostic and measurement thickness of skin. The experimental part of this bachelor thesis is dealing on realistic testing of patient by cutometric diagnostics. In the next part of this chapter was made measure of skin thickness by ultrasonographic method. The results of experimental part were statistically processed in the program Mathematica v10.0.1. In the second chapter of the experimental part was described a mathematical formula of calculation absolute parameter including skin thickness in particular position. The final part of the bachelor thesis was made on investigate of relevant parameters for objective develop of viscoelastics skin condition and measurement of skin thickness.

Klíčová slova

Ultrazvuková diagnostika, ultrazvuk, Mindray M7, tloušťka kůže, B-mód, kutometrická diagnostika, Cutometer®MPA 580, viskoelastická kůže.

Key words

Ultrasound diagnostics, ultrasound, Mindray M7, skin thickness, B-mode, cutometric diagnostics, Cutometer®MPA 580, viscoelasticity of skin.

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucí této práce, **Ing. Ivetě Bryjové**, za odbornou pomoc, cenné rady, trpělivost a ochotu, se kterou se mi v průběhu zpracování bakalářské práce věnovala. Chtěla bych také poděkovat **doc. RNDr. Stanislavu Hledíkovi, Ph.D.** za věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a diskuzích, jenž také přispěly k dokončení této práce. Mé poděkování rovněž patří lékaři **MUDr. Michalu Kodajovi** za odbornou pomoc při zpracování ultrazvukových snímků.

V neposlední řadě bych ráda poděkovala své rodině a příteli za obrovskou trpělivost a podporu.

Obsah

Seznam obrázků	viii
Seznam tabulek	ix
Seznam grafů	xi
Seznam použitých zkratk	xii
Úvod.....	1
Cíl práce	2
Struktura práce	2
Teoretická část	
1 Ultrazvuk	4
1.1 Ultrazvuková diagnostika	4
1.2 Fyzikální principy diagnostického ultrazvuku.....	4
1.3 Vznik ultrazvukového obrazu	6
1.4 Technický popis přístroje	8
1.5 Realizace ultrazvukové diagnostiky	10
1.6 Zpracování ultrazvukového signálu.....	11
1.7 Ultrazvukové zobrazení.....	12
1.8 Ultrazvukové sondy	12
2 Anatomie kůže.....	15
2.1 Kůže obecně	15
2.2 Stavba kůže	15
2.2.1 Pokožka.....	16
2.2.2 Škára	17
2.2.3 Podkožní vazivo.....	17
2.3 Funkce kůže	17
2.4 Biomechanické vlastnosti kůže.....	19
2.5 Viskoelastické vlastnosti kůže	20
3 Kutometrické diagnostika	21
3.1 Cutometer®MPA 580.....	21
3.2 Princip měření.....	22
3.3 Režimy měření.....	23
3.4 Kutometrická křivka	24
3.5 Měřené parametry viskoelasticity.....	25

4	Měření tloušťky kůže.....	31
Praktická část		
5	Cíl praktické části	35
5.1	Postup při reálném testování viskoelastických parametrů kůže	35
5.1.1	Měření přístrojem Cutometer®MPA 580	35
5.1.2	Zpracování a vyhodnocení naměřených kutometrických dat	39
5.1.3	Srovnání kutometrických hodnot dvou dekoltů	53
5.1.4	Hypotezní testování Conoverovým testem	54
5.2	Postup při reálném měření tloušťky kůže pro zkoumání viskoelastických parametrů kůže	63
5.2.1	Metodika měření	64
5.2.2	Měření č.1 - fantom	65
5.2.3	Měření č. 2	66
5.2.4	Zpracování a vyhodnocení měřených dat	70
6	Výsledky.....	81
6.1	Zhodnocení přínosnosti pro klinickou praxi	82
	Závěr.....	83
	Seznam použité literatury	84
Dodatky		
	Dodatek A	87
	A.1. Ultrasonograf Venue 40	87
	A.2. Technický popis Venue 40.....	88
	A.3. Sondy přístroje Venue 40.....	89
	Dodatek B.....	90
	B.1. Ultrasonograf Mindray M7	90
	B.2. Technický popis Mindray M7	91
	B.3. Vyšetřovací sondy Mindray M7.....	93
	Dodatek C	94
	C.1. Reálné výstupy přístroje Cutometer®MPA 580	94
	Dodatek D	99
	D.1. Kód pro vykreslení grafů závislostí parametru na lokalizaci	100
	D.2. Kód pro vykreslení grafu před a po normalizaci.....	100
	D.3. Kód pro Conoverův hypotézní test v programu Wolfram Mathematica v10.1.0.....	101
	D.4. Kód pro Conoverův hypotézní test modifikovaného parametru v programu Wolfram Mathematica v10.1.0.....	107

Seznam obrázků

Obrázek 1: Šíření ultrazvukového vlnění.....	6
Obrázek 2: Popis částí konvexní sondy.....	9
Obrázek 3: Měřicí princip ultrazvukového přístroje.	10
Obrázek 4: Srovnání vyzařovacích úhlů jednotlivých typů sond.....	14
Obrázek 5: Anatomické rozdělení kůže	15
Obrázek 6: Cutometer® MPA 580.....	21
Obrázek 7:Měřicí princip metody	22
Obrázek 8: Kutometrická křivka	24
Obrázek 9:F parametry v módě 1	29
Obrázek 10: Q parametry v módě 1	30
Obrázek 11: Zobrazení struktur kožní tkáně ultrazvukem	31
Obrázek 12: Nastavení parametrů měření	36
Obrázek 13: Lokalizace měření, předloktí volárně a dorsálně	36
Obrázek 14: Výsledné hodnoty, zobrazeny R parametry.....	37
Obrázek 15: Výsledné hodnoty, zobrazené F parametry	38
Obrázek 16: Výsledné hodnoty, zobrazeny Q parametry.....	38
Obrázek 17: Parametry B modu	63
Obrázek 18:Fantom č.1 – manuální měření	65
Obrázek 19:Fantom č.1 –ultrazvukové měření	66
Obrázek 20:Kožní struktury zaznamenané uzv obrazem versus fotodokumentace	66
Obrázek 21: Předloktí dorsálně, proband č. 1	67
Obrázek 22: Předloktí volárně, proband č. 1	67
Obrázek 23: Dekolt, proband č. 1	68
Obrázek 24:Dekolt, proband č. 2	68
Obrázek 25 Záda interscapulárně, proband č. 1	69
Obrázek 26: Dlaň dorsálně, proband č. 1	69
Obrázek 27:Dlaň volárně, proband č. 1.....	70
Obrázek 28:Pata, proband č. 1	70

Seznam tabulek

Tabulka 1: Rychlost šíření ultrazvukové vlny různými prostředími	5
Tabulka 2: Hodnoty akustické impedance jednotlivých prostředí	7
Tabulka 3: Vysvětlení členů pro vzorce R parametrů v módě 1	26
Tabulka 4: Rychlosti šíření vln v kožních vrstvách	33
Tabulka 5: Hodnoty pro parametr R0	42
Tabulka 6: Hodnoty normalizovaného parametru R0	43
Tabulka 7: Hodnoty pro parametr R1	44
Tabulka 8: Hodnoty normalizovaného parametru R1	44
Tabulka 9: Hodnoty pro parametr R2	45
Tabulka 10: Hodnoty pro normalizovaný parametr R2	45
Tabulka 11: Hodnoty pro parametr R3	46
Tabulka 12: Hodnoty pro normalizovaný parametr R3	46
Tabulka 13: Hodnoty pro parametr R4	47
Tabulka 14: Hodnoty pro normalizovaný parametr R4	47
Tabulka 15: Hodnoty pro parametr R5	48
Tabulka 16: Hodnoty pro normalizovaný parametr R5	48
Tabulka 17: Hodnoty pro parametr R6	49
Tabulka 18: Hodnoty pro normalizovaný parametr R6	49
Tabulka 19: Hodnoty pro parametr R7	50
Tabulka 20: Hodnoty pro normalizovaný parametr R7	50
Tabulka 21: Hodnoty pro parametr R8	51
Tabulka 22: Hodnoty pro normalizovaný parametr R8	51
Tabulka 23: Hodnoty pro parametr R9	52
Tabulka 24: Hodnoty pro normalizovaný parametr R9	52
Tabulka 25: Hodnoty kutometrických parametrů odlišných probandů	53
Tabulka 26: Výsledek Conoverova testu pro parametry R0 x R1	55
Tabulka 27: Výsledek Conoverova testu pro parametry R0 x R3	55
Tabulka 28: Výsledek Conoverova testu pro parametry R1 x R4	56
Tabulka 29: Výsledek Conoverova testu pro parametry R2 x R5	57
Tabulka 30: Výsledek Conoverova testu pro parametry R2 x R6	57
Tabulka 31: Výsledek Conoverova testu pro parametry R2 x R7	58
Tabulka 32: Výsledek Conoverova testu pro parametry R0 x R2	59
Tabulka 33: Výsledek Conoverova testu pro parametry R0 x R5	59
Tabulka 34: Výsledek Conoverova testu pro parametry R0 x R6	60
Tabulka 35: Výsledek Conoverova testu pro parametry R1 x R2	61
Tabulka 36: Výsledek Conoverova testu pro parametry R3 x R6	61
Tabulka 37: Výsledek Conoverova testu pro parametry R2 x R4	62
Tabulka 38: Výsledek Conoverova testu pro parametry R7 x R8	63
Tabulka 39: Tloušťka epidermis měřená na různých lokalitách	71
Tabulka 40: Průměry hodnot parametru R0 pro různé lokality	72
Tabulka 41: Výsledek Conoverova testu pro parametry R0 x R0 ^x	74
Tabulka 42: Průměry hodnot parametru R1 pro různé lokality	75
Tabulka 43: Výsledek Conoverova testu pro parametry R1 x R1 ^x	75
Tabulka 44: Průměry hodnot parametru R3 pro různé lokality	76
Tabulka 45: Výsledek Conoverova testu pro parametry R3 x R3 ^x	76

Tabulka 46:Průměry hodnot parametru R4 pro různé lokality.....	77
Tabulka 47:Výsledek Conoverova testu pro parametry R4 x R4 ^x	77
Tabulka 48:Průměry hodnot parametru R8 pro různé lokality.....	78
Tabulka 49:Výsledek Conoverova testu pro parametry R8 x R8 ^x	78
Tabulka 50:Průměry hodnot parametru R9 pro různé lokality.....	79
Tabulka 51:Výsledek Conoverova testu pro parametry R9 x R9 ^x	79
Tabulka 52: Ovládací tlačítka Mindray M7	92

Seznam grafů

Graf 1: Rozptyl parametru R0 a R1	39
Graf 2: Rozptyl parametru R2 a R3	40
Graf 3: Rozptyl parametru R4 a R5	40
Graf 4: Rozptyl parametru R6 a R7	41
Graf 5: Rozptyl parametru R8 a R9	41
Graf 6: Srovnání parametru R0 před a po normalizaci	43
Graf 7: Srovnání parametru R1 před a po normalizaci	44
Graf 8: Srovnání parametru R2 před a po normalizaci	45
Graf 9: Srovnání parametru R3 před a po normalizaci	46
Graf 10: Conoverův test parametrů R0 x R1.....	54
Graf 11: Conoverův test parametrů R0 x R3.....	55
Graf 12: Conoverův test parametrů R1 x R4.....	56
Graf 13: Conoverův test parametrů R2 x R5.....	56
Graf 14: Conoverův test parametrů R2 x R6.....	57
Graf 15: Conoverův test parametrů R2 x R7.....	58
Graf 16: Conoverův test parametrů R0 x R2.....	58
Graf 17: Conoverův test parametrů R0 x R5.....	59
Graf 18: Conoverův test parametrů R0 x R6.....	60
Graf 19: Conoverův test parametrů R1 x R2.....	60
Graf 20: Conoverův test parametrů R3 x R6.....	61
Graf 21: Conoverův test parametrů R2 x R4.....	62
Graf 22: Conoverův test parametrů R7 x R8.....	62
Graf 23: Srovnání původního R0 a přepočteného parametru R0 ^x	74
Graf 24: Srovnání původního R1 a přepočteného parametru R1 ^x	75
Graf 25: Srovnání původního R3 a přepočteného parametru R3 ^x	76
Graf 26: Srovnání původního R4 a přepočteného parametru R4 ^x	77
Graf 27: Srovnání původního R8 a přepočteného parametru R8 ^x	78
Graf 28: Srovnání původního R9 a přepočteného parametru R9 ^x	79

Seznam použitých zkratek

Zkratky použité v této bakalářské práci jsou uvedeny v seznamu a jsou řazeny dle anglické abecedy.

ABD	Abdominal (oblast abdominální)
AD (převodník)	Analog-digital (analogově digitální převodník)
CW Doppler	Continuous wave doppler (kontinuální dopplerovský ultrazvuk)
DR	Dynamic range (Dynamický rozsah)
DVI	Digital visual interface (port pro propojení videozařízení)
EKG	Electrocardiography (Elektrokardiografie)
FEI	Fakulta elektrotechniky a informatiky
FH	Harmonic frequency (Harmonická frekvence)
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
FR	Frame rate (snímkovací frekvence)
IP	Image processing (parametry zpracování obrazu)
JPEG	(kompresní formát souboru)
LAN	Local area network (lokální počítačová síť)
LCD	Light crystal display (display z tekutých krystalů)
LED	Light emitting diode (polovodičová elektronická součástka)
MPEG	Moving picture experts group (kompresní formát souboru pro pohyblivý obraz)
PW Doppler	Pulsed wave doppler (pulsní dopplerovský ultrazvuk)
QUERTY	(rozložení klávesnice)
TDI	Tissue doppler imaging (Barevné zobrazení pohybu tkání)
TGC	Time gain competiton (kompenzační zesílení)
USB	Universal serial bus (univerzální sběrnice dat)
USG	Ultrasonograf

Úvod

Ultrazvuková diagnostika je považována za jednu z nejrozšířenějších lékařských technik využívanou napříč téměř všemi lékařskými obory a nejen jimi. Diagnostický ultrazvuk je využíván již od 50. let 20. století a množství oborů jeho využití se stále zvyšuje [1].

Měření tloušťky kůže pomocí ultrazvuku není příliš rozšířenou metodou, důvodem je bezpochyby potřeba použití vysokofrekvenčního ultrazvuku, jenž nenachází uplatnění při běžných vyšetřeních. Pro zobrazení jednotlivých vrstev epidermis je zapotřebí frekvence od 100–150 MHz. Takto vysoké frekvence jsou schopné patřičně rozlišit jednotlivé vrstvy epidermis. Tloušťka kůže je závislá na konkrétní lokalizaci, nejvyšších hodnot dosahuje na zádech, stehnech, ploskách nohou či dlaních. Tloušťka epidermis v těchto místech může dosáhnout až 4 mm. Naopak nejtenčí vrstvu kůže lze nalézt na očních víčkách, kde dosahuje průměrné tloušťky okolo 0,5 mm [16].

Ultrazvukové měření tloušťky kůže úzce souvisí se zkoumáním viskoelastických vlastností kůže na základě použití kutometrické diagnostiky. Kutometrická diagnostika je poměrně novou metodou pro hodnocení rozsahu poškození kožní vrstvy a je řazena mezi neinvazivní metody vyznačující se svou jednoduchostí a nenáročností využití. Výstupem této diagnostiky je kutometrická křivka sestavená z hodnot jednotlivých měřených parametrů. Parametry lze rozdělit do tří skupin, a to na R parametry, F parametry a Q parametry. Parametry R lze dále rozdělit na parametry absolutní a parametry frakcionální. Absolutní parametry, mezi které jsou řazeny R0, R1, R3, R4, R8 a R9, jsou parametry závislé na tloušťce kůže. Z tohoto vztahu vyplývá, že není možné tyto parametry srovnávat v jiných místech měření či dokonce mezi osobami. Frakcionální parametry, tedy R2, R5, R6 a R7, nevykazují závislost na tloušťce kůže, a proto není problém ve srovnávání v různých lokalitách.

Cíl práce

Cílem praktické části této bakalářské práce je seznámení se s teoretickým základem ultrazvukové problematiky využívané v dnešní době nejen k obvyklým zdravotnickým úkonům, ale také k měření tloušťky kůže. Důležitým faktorem k porozumění celé problematiky je taktéž seznámení se s teoretickým základem kutometrické diagnostiky. Obě problematiky spolu úzce souvisí, neboť stěžejním bodem praktické části bylo zjišťování relevantních parametrů pro zkoumání viskoelastických vlastností a vytvoření obecného matematického vzorce pro přepočet absolutních parametrů vzhledem k tloušťce kůže naměřené ultrazvukem v daném místě. Hlavním důvodem vzniku práce je poukázání významnosti měření tloušťky kůže pro zkoumání viskoelastických parametrů kůže.

Struktura práce

Práce je pro přehlednost rozdělena do dvou samostatných celků, z nichž první popisuje teorii, druhý praktické měření a zpracování jednotlivých dat.

Koncepčně je teoretická část bakalářské práce rozdělena do čtyř větších kapitol. V první z nich je objasněna problematika ultrazvukové diagnostiky, jelikož pochopení těchto základů je klíčové pro navázání na další kapitoly mé práce. Druhá kapitola s názvem Anatomie kůže přímo souvisí s použitým technologickým postupem, a proto je nutné seznámení se s obecnými poznatky, stavbou či vlastnostmi kůže. Třetí kapitola nese název Kutometrická diagnostika a obsahuje mimo jiné podkapitolu s technickým popisem měřicího přístroje, je zde objasněn princip kutometrické diagnostiky nebo popis jednotlivých měřicích módů. Kapitola 4 se hlouběji zaměřuje na měření tloušťky kůže pomocí USG metody.

Praktická část je rozdělena do dvou velkých kapitol. Kapitola 5.1. je zaměřena na testování kutometrické diagnostiky na reálných probandech a následně jsou v této kapitole data zpracována. Druhá kapitola praktické části se věnuje ultrazvukovému měření tloušťky kůže na místech, na nichž proběhlo měření pomocí kutometru a následnému zpracování výsledků. V této kapitole lze nalézt obecný matematický přepočet absolutních parametrů zohledňující naměřenou tloušťku kůže.

Za praktickou částí následuje kapitola popisující souhrnně výsledky dosažené v praktické části.

Závěr práce je věnován celkovému zhodnocení popsané problematiky, přínosnosti v klinické praxi a návrhu dalšího využití obou technik v jiné oblasti zkoumání.

Teoretická část

1 Ultrazvuk

1.1 Ultrazvuková diagnostika

Ultrazvuk je znám již z 30. let minulého století, kdy se začal využívat v technickém odvětví, lodní dopravě a dále se rozšiřoval napříč různými obory. V odvětví medicíny se diagnostický ultrazvuk objevil o 20 let později a používal se pro vyhodnocování odražených signálů v lidském těle, později došlo k analýze dvourozměrných řezů rekonstruovaných z lineárního či sektorového svazku [1].

Využití ultrazvukové diagnostiky představuje ve vyšetřování několik výhod. Vyšetření pomocí ultrazvuku je bezbolestné, neinvazivní, bez věkového omezení a téměř bez rizik. Rizika spojená s ultrazvukem jsou kavitace a periosteální bolest vznikající značným pohlcením ultrazvuku kostí. Při standardních vyšetřovacích metodách a dodržení principu ALARA¹ je velmi nepravděpodobný vznik těchto vedlejších účinků. Pořizovací cena přístroje je mnohonásobně nižší oproti jiným zobrazovacím přístrojům, s čímž souvisí i náklady na vyšetření pacienta.

1.2 Fyzikální principy diagnostického ultrazvuku

Ultrazvuk je vysokofrekvenční, akustické vlnění s frekvencí v rozsahu 20 kHz až 1 GHz. Ultrazvukové vlnění se nachází nad prahem lidské slyšitelnosti a používá se k zobrazení tkání, orgánů nebo jiných částí lidského těla. K lékařské aplikaci je nejvhodnější ultrazvukové vlnění v rozhraní frekvencí 2–30 MHz. Frekvence vyšší než 30 MHz se aplikují v ultrazvukové mikroskopii. S vyšetřovanou oblastí se použítá frekvence mění, pro příklad břišní sonografie využívá frekvence v rozsahu 2,5–5 MHz [2, 7].

Fyzikálními veličinami uplatňujícími se v sonografii jsou rychlost šíření ultrazvuku a akustická impedance. Rychlost ultrazvuku závisí na vlastnostech a teplotě prostředí, ve kterém se šíří. Rychlost vlnění v kapalném a plynném prostředí je definovaná vztahem:

$$v = \sqrt{\kappa/\rho} [m \cdot s^{-1}],$$

přičemž ρ představuje hustotu prostředí a κ modul pružnosti prostředí [3]. Ultrazvuk se v různých prostředích šíří rozdílnou rychlostí, pro srovnání jsou různá prostředí s rychlostmi uvedeny v Tabulka 1.

¹ Princip ALARA pochází z anglického slovního spojení As Low As Reasonably Achievable, jehož podstatou je využití k vyšetření takového množství ionizujícího záření, jakého lze rozumně dosáhnout [14].

Prostředí	Rychlost šíření [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
vzduch	340
voda	1500
svaly	1568
játra	1570
krev	1580
kost	3360

Tabulka 1: Rychlost šíření ultrazvukové vlny různými prostředími [4]

Nejvyšších rychlostí dosahuje ultrazvuk v prostředích s vysokou hustotou např. v kostní tkáni, nejnižší rychlostí se ultrazvuk šíří v prostředích s malou hustotou, kterou vykazují zejména plyny.

Akustická impedance Z se dá vyjádřit jako součin hustoty prostředí ρ a rychlosti ultrazvuku v ,

$$Z = \rho \cdot v [\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}],$$

a představuje klíčovou veličinu ovlivňující echogenitu rozhraní dvou prostředí. V kostech dochází kromě podélného vlnění i k příčnému vlnění, které dosahuje rychlosti až 3360 m/s. V ostatních tkáňových rozhraních je rychlost šíření vln srovnatelná, z toho důvodu běžný ultrazvukový přístroj pracuje s rychlostí 1540 m/s. Ze znalosti této rychlosti nedochází k velkému zkreslení vypočítané hloubky echa, jež je vypočítané z časovaného rozdílu vyslaného impulzu a detekovaného echa.

Z fyzikálního hlediska má zásadní vliv vlnová délka ultrazvuku, protože vlnění zobrazí pouze detaily větší než je jeho vlnová délka. Tím je podstatným způsobem limitována frekvence ultrazvuku použitelného pro lékařskou diagnostiku. Vlnová délka λ je s frekvencí f spojena vztahem:

$$\lambda = \frac{v}{f} [3].$$

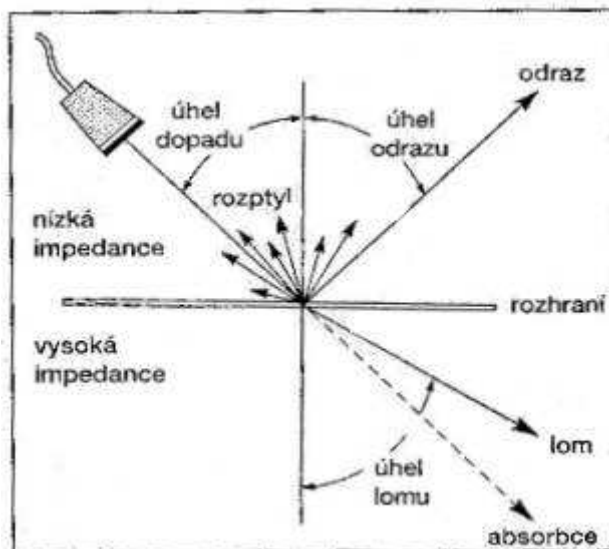
Pokud bychom zvolili frekvenci mírně nad slyšitelným pásmem, řekněme 30 kHz, dostali bychom pro typickou výše uvedenou rychlost šíření v tkáních pro vlnovou délku hodnotu okolo 5 cm. Takový ultrazvuk by vůbec nerozlišil struktury okolo 5 cm a menší, byl by tedy pro účely medicínské diagnostiky bezcenný. Zvolíme-li však frekvenci ultrazvuku 3 MHz, což je stokrát více než v předchozím případě, bude vlnová délka stokrát menší, tedy okolo 0,5 mm. Takové rozlišení již může poskytnout cenné informace. Analogicky pro frekvenci 30 MHz dostaneme vlnovou délku 0,05 mm, což poskytuje další zlepšení rozlišovací schopnosti.

1.3 Vznik ultrazvukového obrazu

Ultrazvukové vlnění při průchodu tkáněmi ztrácí svou původní energii. Při tomto ději lze pozorovat několik fyzikálních jevů:

- a) *Odraz a ohyb,*
- b) *rozptyl,*
- c) *absorpce,*
- d) *akustická impedance.*

a) *Odraz* vzniká na rozhraní dvou akusticky odlišných prostředí. Ultrazvukový paprsek se může chovat dvojím způsobem. V prvním případě dochází k odrazení či ohybu paprsku na rozhraní. Paprsek je při odrazu či ohybu vržen zpět. V druhém případě dochází k lomu paprsku. Při lomu paprsek mění svůj směr, avšak k odrazu dojít nemusí. Ultrazvukové paprsky narážející na kost či plyny jsou okamžitě odraženy nebo lomeny, proto nelze zobrazit kostru ani kalcifikované tkáně popř. vyšetřit plíce. Odraz a lom ultrazvukového paprsku lze pozorovat na Obrázek 1.



Obrázek 1: Šíření ultrazvukového vlnění [46]

b) *Rozptyl* neboli disperze je šíření ultrazvukové vlny všemi směry do prostoru. Rozptyl vznikne, pakliže dopadající vlna na rozhraní má větší vlnovou délku. Tento fyzikální jev je považován za obrazový artefakt. Rozptyl umožňuje návrat odraženého ultrazvukového paprsku s určitou intenzitou a frekvencí k sondě, kde se na základě piezoelektrického jevu změnil v elektrický impuls.

- c) *Absorpce*, jinými slovy tlumení nebo pohlcení, ultrazvukové vlny je běžným jevem, který může ve tkáních nastat. Při střetu ultrazvukového paprsku s molekulou tkáně dojde k deformaci, jejímž důsledkem je přeměna část kinetické energie v tepelnou. Mírou tlumení ultrazvukové vlny je absorpční koeficient α , který je specifický pro frekvenci i dané prostředí. Absorpční koeficient vnitřních orgánů lineárně roste s frekvencí ultrazvukové vlny. Koeficient α naopak nepřímo úměrně souvisí s průnikem ultrazvukových vln lidskou tkání. Dle tohoto jevu volíme vhodnou frekvenci ultrazvuku. Se vzrůstající užitou frekvencí dosáhneme obrazu s kvalitnějším zobrazením, avšak hloubka vyšetřované oblasti klesne. Hloubka průniku ultrazvukového vlnění při použití frekvence 3,5 MHz je zhruba 15 cm, při použití frekvence 7,5 MHz je to však 5 cm [1].
- d) *Akustická impedance* Z značně ovlivňuje rychlost ultrazvukového vlnění v tkáni. Impedance je jinými slovy odpor, jenž je kladen šířící se ultrazvukové vlně. Impedance je způsobena okolními tkáněmi a jejich rozhraními. Velikost akustické impedance je dána součinem rychlosti šíření ultrazvuku a hustoty prostředí, ve kterém se nachází. Velikost impedance vzrůstá s větší hustotou prostředí a rychlostí šíření. Hodnoty impedancí různých prostředí jsou vyznačeny v Tabulka 2 [3, 4, 13].

Prostředí	Akustická impedance [MPa·s·m ⁻¹]
vzduch	0,0004
voda	1,48
svaly	1,71
játra	1,65
krev	1,65
kost	7,8

Tabulka 2: Hodnoty akustické impedance jednotlivých prostředí [3]

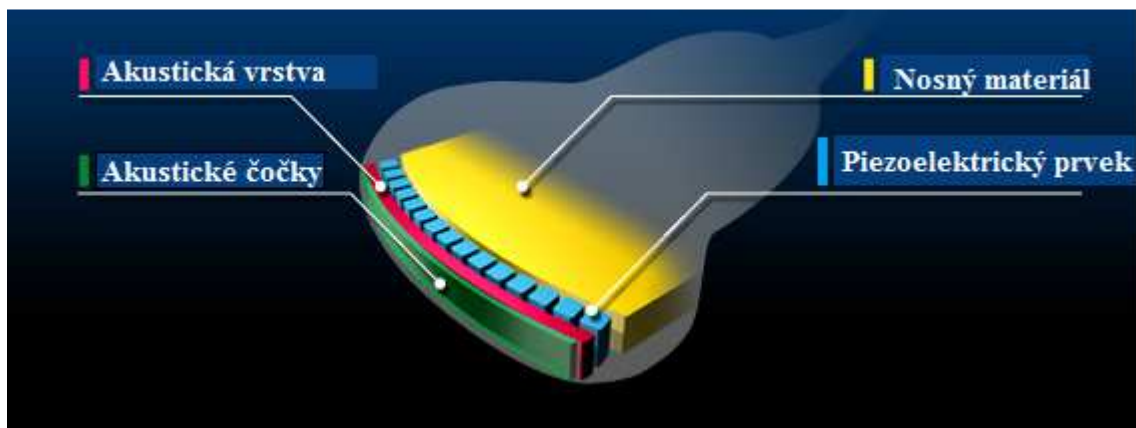
V místě dotyku rozdílných tkáňových prostředí vzniká akustické rozhraní, na které dopadá ultrazvukové vlnění. Vlnění je odraženo či lomeno a to v závislosti na úhlu dopadu. Odrazy z vrstev uložených hlouběji jsou tlumenější a opožděnější než odrazy z vrstev bližších k sondě, proto tlumenější odrazy musí být zesíleny. Rozdílnost impedančních vlastností sousedících tkání způsobuje velký odraz vlny. Typickým příkladem je vrstva vzduchu mezi sondou a povrchem. Na tomto rozhraní dochází k velkým odrazům vln, pro eliminaci tohoto jevu nanášíme na vyšetřovanou plochu gel, jehož vlastnosti umožňují impedanční přizpůsobení a téměř bezeztrátový průnik ultrazvukového vlnění do tkáně [4].

1.4 Technický popis přístroje

Diagnostické ultrazvuky lze dělit dle různých kritérií, na trhu se běžně vyskytují ultrazvuky přenosné či nepřenosné, černobílé, barevné, ultrazvuky s možností rozšíření o 3D a 4D modul. Výjimkou nejsou ultrazvuky se širokopásmovými sondami nebo termotiskárnou. Diagnostický ultrazvukový přístroj obecně tvoří:

- a) *Monitor,*
 - b) *klávesnice,*
 - c) *sonda s elektroakustickým měničem,*
 - d) *generátor elektrických impulsů.*
- a) Dnešní ultrazvuky jsou vybaveny kvalitním LCD monitorem, výjimkou nejsou ani dotykové obrazovky, které nepotřebují k ovládání klasické klávesnice. U starších černobílých ultrazvuků je zapotřebí antireflexního filtru.
- b) Součástí ultrazvukového přístroje je externí výklopná klávesnice či klávesnice zabudovaná v ovládacím panelu přístroje.
- c) Ultrazvuky mají standardně pro připojení sond dva vstupy. Sonda je nejdůležitější a zároveň nejnákladnější částí diagnostického ultrazvuku. V minulých letech sondám bylo umožněno pracovat pouze s jedinou frekvencí. Při práci bylo tedy nutné sondy dle potřeby měnit. Po vzniku multifunkčních sond došlo k usnadnění celkové manipulace, neboť změna frekvence či rozlišení probíhala stiskem příslušného tlačítka.

Uvnitř sondy se nachází jeden či více elektroakustických měničů, jejichž úkolem je vysílání ultrazvukových signálů a následný příjem signálů odražených. Při pulsní odrazové metodě se uplatňuje pouze jeden měnič, který se chová jako zdroj i detektor ultrazvukových impulsů současně. Vysílané ultrazvukové paprsky se liší tvarem i velikostí. Tyto vlastnosti jsou dané typem sondy a generátoru [6]. Ultrazvuková sonda se skládá z několika vrstev, složení lze vidět na Obrázek 2.



Obrázek 2: Popis částí konvexní sondy [8]

Ultrazvukovou sondu tvoří:

- a) *Piezoelektrický element,*
 - b) *podkladový materiál,*
 - c) *nosný materiál,*
 - d) *akustická čočka.*
- a) *Piezoelektrický element* pracuje na principu piezoelektrického jevu² a je tvořen vyříznutými destičkami z krystalu křemene, na jehož koncích jsou upevněny elektrody. Na elektrody je přiváděno vysokofrekvenční střídavé napětí, jež je vytvořeno deformací krystalu. Vlivem deformace vzniká mechanické vlnění. Tento jev je odborně nazýván piezoelektrický jev. Piezoelektrický prvek je nezbytný pro generování ultrazvukových vln.
- b) *Nosný materiál* je důležitou částí sondy, neboť zabraňuje nadměrným vznikajícím vibracím. Úkolem akustické vrstvy je zabránění odrazu ultrazvukové vlny od cíle. Tento jev nastává z důvodu velkého rozdílu akustické impedance piezoelektrického prvku a objektu snímání. Vrstva je navržena tak, aby měla odpovídající akustickou impedanci, tohoto je docíleno kombinací různých pryskyřic.
- c) *Akustická čočka* je obvykle šedé barvy a připomíná svým vzhledem gumu připevněnou na špičku sondy. Čočka funguje na principu akustické clony bránící šíření ultrazvukových vln a vymezující jejich směr ve směru řezu. Ultrazvukové sondy jsou blíže rozebrány v kapitole 1.8.

² Piezoelektrický jev byl vypořizován v letech 1880 a o objev se zasadili bratři Pierre a Jacques Curieovi

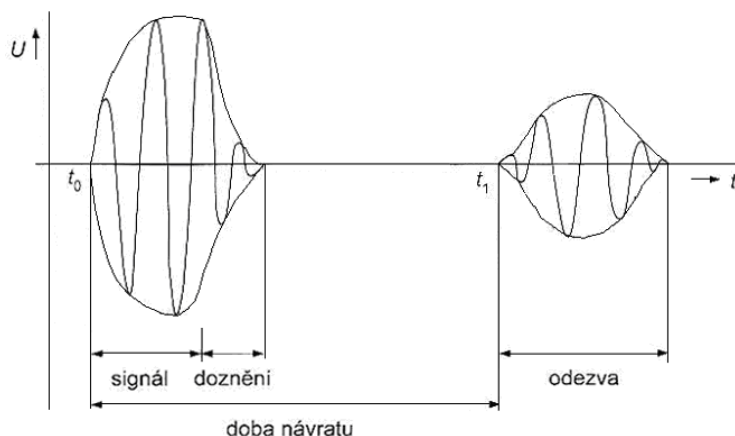
- d) Důležitou součástí diagnostického přístroje je *generátor elektrických kmitů*, které mohou být pulsní nebo spojitě. Ultrazvukový přístroj je vybaven síťovým kabelem nebo bateriovým napájením umožňující využití přístroje v terénu. Přístroje jsou často vybaveny vestavěnými databázemi pacientů s údaji o léčbě, uživatelským manuálem nebo nápovědou [5]. Podrobný technický popis ultrazvuku Venue 40 a Mindray M 7 se nachází v dodatcích této práce.

1.5 Realizace ultrazvukové diagnostiky

Ultrazvuková sonda pracuje ve třech úrovních:

- a) Vysílá,
- b) čeká,
- c) přijímá.

Ultrazvuk je vysílán pulsně a mezi jednotlivými impulsy je doba, kdy není vysílán žádný impuls. Tato doba klidu je důležitá z důvodu příjmu odezev, sonda v tomto okamžiku pracuje jako přijímač. Měřicí princip ultrazvukového přístroje je založen na vyhodnocování odezev na sekvenci ultrazvukových impulsů vyslaných do lidského těla. Odezva je považována za posloupnost ultrazvukových impulsů, jinými slovy ech, odražených ve tkáních. Na rozhraní vyšetřovaných orgánů je s časovým zpožděním zachycena odezva sondou pracující v režimu příjmu. Měřicí princip je vyobrazen na Obrázek 3.



Obrázek 3: Měřicí princip ultrazvukového přístroje. [10]

Sonda s určitou frekvencí vyšle ultrazvukový signál o určité době trvání t_0 . Ihned poté je přepnuta do režimu příjmu a v tomto stavu vyčkává na echo, které je zaznamenáno v čase t_1 . Tato doba je označována jako doba echa. Následující ultrazvukový signál je vyslán po uplynutí určité doby a po

zachycení všech odezev z hloubky celé penetrace. Pro frekvenci 3,5 MHz je doba pro vyslání dalšího signálu cca 200 μ s [1].

Odezva zachycená sondou je současně s informací o okamžité poloze sondy, směru vyslaného impulsu, časového zpoždění a hloubce odezvy, ze které se vrací, zaslána do záznamové jednotky. Všechny informace jsou následně uloženy do paměti počítače. Po zachycení všech odezev a jejich následném zesílení, jsou po zpracování získána data, z nichž je sestaven dvourozměrný řez vyšetřovanou oblastí. Každá amplituda odezvy je zastoupena odpovídajícím stupněm šedi. Stupeň šedi odpovídá intenzitě odrazu a platí, že čím větší je intenzita odrazu, tím světlejší odstín šedé barvy je vyobrazen. Pro zobrazení je přístroj schopen využít až 256 odstínů šedé barvy. Obraz je proto přehledný, snadno rozlišitelný, dostatečně jasný a kontrastní. Obraz je vyobrazen v reálném čase, a tak se pohyb sondy či tkáně projeví okamžitou změnou obrazu [11].

1.6 Zpracování ultrazvukového signálu

Obraz ultrazvukové diagnostiky byl na počátku svého vývoje zpracováván analogově. Odraz signálu byl přeměněn v měnič na elektrický signál, který byl zpracován a následně zobrazen. V současné době je signál zpracován digitálně pomocí počítačových technologií. Analogovou část přístroje tvoří detekční systém zachycující odraz, kde dochází k přeměně v elektrický signál. Na detekční systém navazuje AD převodník převádějící elektrický signál do číselné podoby, poté je zpracován a zobrazen [14].

Zpracování ultrazvukového signálu na obraz lze přirovnat ke zpracování a úpravě digitálních fotografií [12]. Kvalita získaného obrazu závisí na vhodně zvoleném nastavení optimálních podmínek a parametrů pro daný typ snímku. Součástí většiny přístrojů jsou přednastavitelné vyšetřovací režimy pro jednotlivé oblasti. Proces nastavování parametrů se nazývá cizím slovem *pre-processing*. *Post-processing* umožňuje naopak dodatečně zpracovat zachycený obraz.

Výsledný obraz lze upravovat pomocí mnoha užitečných funkcí. Nejčastěji upravovanými parametry jsou:

- a) *Gain*,
- b) *compression*.

Parametr *gain* se vyznačuje zesílením signálu a lze jej dělit na zesílení celkové, selektivní a aktivní. Při celkovém zesílení dochází k zesílení veškerého přicházejícího ultrazvukového signálu. Selektivní zesílení nejvíce zesiluje signály přicházející s největším časovým zpožděním. Aktivní zesílení zesiluje záznam pulsní dopplerovské křivky. Funkce *compression* umožňuje zhuštění signálu.

Ultrazvuková diagnostika často využívá metody tzv. harmonického zobrazení. Harmonické zobrazení je využíváno ke zlepšení ultrazvukového obrazu při kardiologických vyšetření. Do vyšetřované oblasti vyšle silný signál, sondou je následně zachyceno harmonické vlnění, jehož frekvence je dvojnásobná.

Harmonické zobrazení u běžných a standardních zobrazení umožňuje zkrátit vyšetřovací dobu a zvýšit kontrast obrazu při zachování rozlišovacích schopností.

Složené zobrazení se nevyskytuje u každého přístroje, ale je velmi nápomocné při zobrazení měkkých tkání. Konečný obraz je složen z více obrazů zachycených z různých úhlů a frekvencí. Výhodou složeného zobrazení je vyšší rozlišení měkkých tkání.

1.7 Ultrazvukové zobrazení

Ultrazvuková zobrazení lze nazývat i jako vyšetřovací režimy či módy. V současné době se používá několik základních:

- a) *Zobrazení A,*
- b) *zobrazení B,*
- c) *zobrazení D.*

- a) Nejjednodušším a zároveň nejzákladnějším typem ultrazvukového zobrazení je jednorozměrné *zobrazení A*. Název pochází z anglického slova amplitude, což znamená odraz modulující amplitudu výchylek. Zobrazení A zaznamenává časový sled a intenzitu akustické energie odrazů signálů vyslaných do tkáně, jenž je charakterizován amplitudou výchylky. Jednorozměrné zobrazení představuje složitější orientaci ve vyšetření a využívá se téměř jen v oftalmologii [13, 14].
- b) Zavedení pokročilejšího typu *B zobrazení* se stalo významným pokrokem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod. Název B-zobrazení pochází z anglického slova brightness, jehož překlad znamená záře či jas. Toto zobrazení umožňuje pracovat v černobílých barvách a to za využití změn jasu jednotlivých bodů obrazovky vyvolaných přicházejícími odrazy v široké až 256 stupňové škále šedi. B režim lze rozdělit na snímání statické a dynamické, ovšem v dnešní době se využívá pouze dynamické B zobrazení. Obecně lze říci, že tento typ zobrazení je základem ultrazvukové diagnostiky.
- c) *Zobrazení D*, jinými slovy nazýváno jako dopplerovské zobrazení. Velmi významně se zde uplatňuje Dopplerův jev. Tento typ zobrazení našel uplatnění při měření pohybujících se částic.

1.8 Ultrazvukové sondy

Ultrazvukové sondy se postupem času vyvíjely od jednoměničových až po mnohoměničové, jejichž součástí jsou i AD převodníky. K výrobě sondy vede několik odlišných technologických postupů a sondy tak lze rozdělovat dle tvaru vytvořeného obrazu do tří skupin:

- a) *Sondy s lineární geometrií,*
- b) *sondy se sektorovou geometrií,*
- c) *sondy s konvexní geometrií.*

Rozdíl mezi jednotlivými sondami je ve tvaru sondy, ale především odlišná je šířka a tvar zorného pole ultrazvukového svazku.

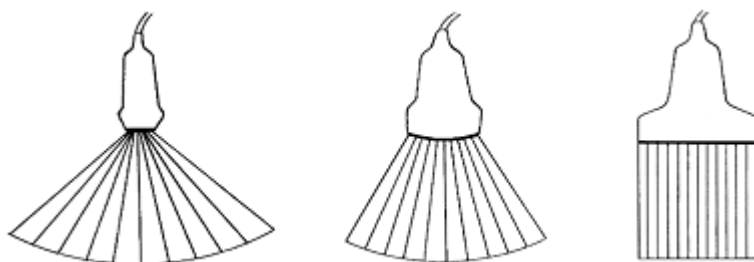
a) *Lineární sondy* neboli paralelní sondy vytvářející pravoúhlé zobrazení jsou tvořeny velkým počtem lineárně uspořádaných piezoelektrických měničů, jedná se o počet 64–128 krystalů, které jsou postupně elektronicky buzeny. Postupně buzené skupiny krystalů vysílají ultrazvukový impuls a zachycují odpovídající odezvu později přiřazenou rozhraním mezi krystaly. Poté dochází opět k buzení dalších skupin krystalů a proces se opakuje. Sekvence buzení jsou příčinou vysoké hustoty ultrazvukových paprsků, čímž je dosaženo vysokého obrazového rozlišení na malé vzdálenosti. V této závislosti se lineární sondy používají ve vyšším pásmu frekvencí. Lineární sondy jsou využívány ve vyšetřování povrchových orgánů a měkkých tkání [1].

Výsledný ultrazvukový obraz je ve tvaru obdélníku. Nevýhodou tohoto typu sondy je velikost kontaktní plochy, kdy se velmi snadno může mezi sondu a povrch kůže dostat vzduch. Další nevýhodou je silné ovlivnění obrazu akustickým stínem vznikajícím např. za žebry, proto je tento typ sondy nevhodný pro zobrazení nitrohrudních či nitrobřišních orgánů. Mezi sondy s lineární geometrií řadíme lineárně zakřivené sondy odstraňující nedostatek klasické sondy. Díky zakřivení je zorné pole v hloubce lidského těla širší, aniž by došlo ke zhoršení kvality zobrazených oblastí v blízkosti sondy.

b) *Sektorové sondy* vytvářejí obraz ve tvaru vějíře. Tvar vějíře u sondy je velmi úzký a postupně se do hloubky rozšiřuje. Sektorové sondy se uplatňují v kardiologii, kde je využíváno nižších frekvencí umožňujících zobrazení hlubších struktur. Tvar vějíře umožňuje dosažení širšího obrazu srdce bez rušivých stínů z žeber. Nevýhodou je špatné prostorové rozlišení, s hloubkou klesá i rozlišovací schopnost [1].

Mezi sondy se sektorovou geometrií řadíme sektorové mechanické sondy a sektorové elektronické sondy, které v dnešní době převládají. Sektorová mechanická sonda umožňuje zobrazit hluboce uložené struktury lidského těla. Jedná se o hloubku mezi 15–20 cm. Uvnitř mechanické sondy se nachází rotorek, po jehož obvodě jsou systematicky rozmístěné 3 piezoelektrické elementy. Aktivace piezoelektrických krystalů nastává v době kontaktu sondy s objektem vyšetřování. Sektorová elektronická sonda pracuje na principu elektronického vychylování ultrazvukového paprsku od kolmé vysílovací roviny. Jednotlivé ultrazvukové paprsky se vrací s různými časovými zpožděními zpět k sondě, kde jsou časově srovnány a detekovány lineární řadou krystalů [1].

c) *Konvexní sondy* představují kombinaci obou předešlých typů. Tvar zobrazeného obrazu připomíná kávový filtr [2]. Lineární sondě se blíží uspořádáním měničů, obraz však odpovídá sondě se sektorovou geometrií. Konvexní sondy umožňují dobré rozlišovací schopnosti na malém prostoru. Hlavní výhodou této lehce zakřivené sondy je možnost tlakem vytlačit vzduch mimo zobrazovací oblast. Sondy s konvexní geometrií jsou využívány pro zobrazení břicha za využití průměrné frekvence kolem 3–3,5 MHz [1].



Obrázek 4: Srovnání vyzařovacích úhlů jednotlivých typů sond [47]

Potřeba poskytnout detailní zobrazení v oblasti tělesných dutin dala za vznik endokavitálním sondám. V běžné praxi se využívají sondy transvaginální vyšetřující orgány malé pánve, transrektální, které jsou určené k vyšetření rekta či prostaty, transesofageální sondy zobrazující srdce nebo sondy laparoskopické. Zmiňované sondy umožňují zobrazit obraz monoplanárně, biplanárně či multiplanárně [14].

2 Anatomie kůže

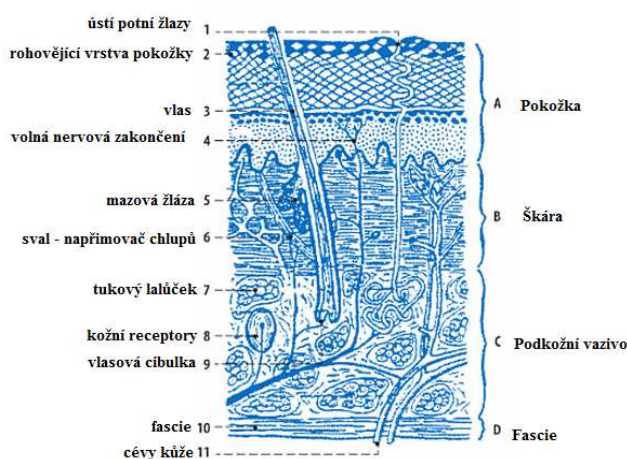
2.1 Kůže obecně

Kůže, cizími slovy cutis či derma, tvoří hranici mezi vnitřním prostředím lidského těla a vnějším okolím. Souvislé pokrytí těla vykonává několik zásadních funkcí, které jsou podrobněji rozebrány v kapitole 2.3. Kůže zajišťuje stálost vnitřního prostředí a s vnitřním prostředím je propojena pomocí nervů, krevních cév a lymfatických cév. Krevní cévy zajišťují v kůži důležitou zásobu živinami a kyslíkem. Lymfatické cévy odvádějí produkty látkové výměny, metabolity, a tak pomáhají udržovat rovnováhu tekutin. Lidská kůže je považována za největší smyslový orgán lidského těla zaujímající 1,5–2,5 m². Tato plocha může činit až 8 % celkové hmotnosti člověka. Kůže dospělého člověka může dosahovat hmotnosti až 3 kg, včetně tukové tkáně může jít i o 20 kg [15].

Tloušťka kůže není na všech částech těla konstantní. Nejsilnější kůže se nachází na zádech, stehnech, ploskách nohou či dlaních, kde může dosahovat tloušťky až 4 mm. Nejslabší kůži lze nalézt na horních očních víčkách, jejichž průměrná tloušťka se pohybuje okolo 0,5 mm [16].

2.2 Stavba kůže

Lidská kůže se skládá z několika základních vrstev nasedajících na sebe. Nejsvrchnější vrstva se nazývá pokožka, latinsky epidermis, spodní vrstva se nazývá škára, latinsky corium, řecky dermis. Pod těmito dvěma vrstvami se nachází podkožní vazivo, latinsky tela subcutanea. K samotné kůži řadíme i přídatné kožní orgány a kožní adnexa. Jedná se o chlupy, vlasy, nehty, potní a mazové žlázy [15, 18]. Na Obrázek 5 lze vidět anatomické rozdělení kůže.



Obrázek 5: Anatomické rozdělení kůže, upraveno dle [16]

2.2.1 Pokožka

Pokožka, latinsky epidermis, je nejsvrchnější částí lidské kůže. Epidermis je důmyslně složena z několika epitelových vrstev. Epitelové vrstvy jsou tvořeny plochými buňkami umístěnými velmi těsně vedle sebe. Povrch je kryt zrohovatělou vrstvou kůže neobsahující žádné cévy ani kapiláry. Zrohovatělá vrstva je vyživována z kapilár uložených ve škáře. Kůži tvoří především nezrohovatělé buňky, keratinocyty, které postupně rohovatí. Proces, kdy probíhá rohovatění, se nazývá keratinizace. Nezrohovatělé, stále dělící se buňky vytlačují směrem k povrchu starší buňky, kde probíhá jejich rohovatění. Přeměněné buňky se nazývají korneocyty a v nejsvrchnější vrstvě dochází k jejich odlupování. Celý cyklus trvá za normálních okolností 30 dní, v oblasti hlavy se jedná pouze o 2 týdny. Neustálá obnova povrchových vrstev zajišťuje na určitých místech, kde došlo k mechanickému zatížení, zesílení zrohovatělé vrstvy [19]. Keratinocyty svým vývojem vytváří několik vrstev, epidermis proto dělíme podle charakteru buněk:

- a) *Vrstva bazální,*
- b) *vrstva ostnitá,*
- c) *vrstva zrnitá,*
- d) *vrstva svítivá,*
- e) *vrstva rohová.*

- a) *Vrstvu bazální, stratum basale, tvoří nejčastěji buňky cylindrické, objevují se i buňky kubické. Cylindrické buňky, často nazývané jako mateřské buňky nebo kmenové buňky epidermis, pomocí dělení vytvářejí stále nové buňky [15, 19]. K procesu vytváření stále nových buněk využívají mitotické dělení. Bazální vrstva také obsahuje melanocyty odpovědné za kožní pigmentaci.*
- b) *Vrstva ostnitá, stratum spinosum, navazuje na vrstvu bazální a společně vytváří vrstvu nazývanou se stratum germinativum. Ostnitá vrstva je ze všech nejrozmanitější. Její buňky, keratinocyty, jsou polyedrického tvaru, což znamená, že mají ostnité výběžky a systematicky jsou na určitých místech zesíleny. Zesílení se odborně nazývá desmozomy. Produkci buněk v této vrstvě vznikají keratin a proteinová vlákna [15].*
- c) *Vrstva zrnitá, stratum granulosum, je složena z několika dalších vrstev, počet se liší a závisí na tloušťce rohovinové vrstvy. Nejčastěji se jedná o 2–4 vrstvy zploštělých buněk vyznačujících se strukturou hrubých zrn. V této vrstvě se poprvé projevuje proces keratinizace.*
- d) *Vrstvu svítivou, stratum lucidum, lze zaznamenat pouze u silnějších typů kůže, zejména na bříšcích prstů či ploskách nohou. Tato eosinofilní vrstva je zajímavá tím, že se zde objevují přechodná stadia mezi keratinocyty a korneocyty [23].*

- e) *Vrstva rohová*, stratum corneum, je poslední vrstvou kůže, tloušťka vrstvy je závislá na lokalizaci. Vrstva již není tvořena jádry ani jinými organelami, nachází se zde jen korneocyty. Rohová vrstva bývá špatně zachována, avšak mikroskopicky lze pozorovat až 100 buněčných vrstev lištovitého charakteru [23].

Epidermis je dále tvořen Langerhansovými buňkami nebo Merkelovými buňkami. Úkolem Langerhansových buněk je vázání na sebe příchozích antigenů. Merkelové buňky jsou dotykovými receptory.

2.2.2 Škára

Škára, corium, je vazivová vrstva kůže tvořená kolagenními a elastickými vlákny. Škárrou prostupuje hustá síť kapilár, cévní a lymfatické pleteně a množství volných nervových zakončení. V této vrstvě se nachází specializovaná hmatová tělíska, termoreceptory, folikuly chlupů, do kterých ústí mazové žlázy. Elastická vlákna této vrstvy jsou prostorově nasměrována dle oblasti s mechanickým zatížením. Úkolem elastických vláken je zajistit pružnost, štěpitelnost, roztažitelnost a zároveň pevnost [16, 22].

Škára je pevně spojena s pokožkou, s níž tvoří neostrou hranici. Proti epidermis vybíhají výběžky, jejichž vzhled je v oblasti bříšek upraven. Tyto výběžky tvoří základ pro daktyloskopii [22]. Škáru lze dále rozdělit do vrstev stratum papillare a stratum reticulare.

2.2.3 Podkožní vazivo

Podkožní vazivo, latinsky nazývané subcutis, přímo navazuje na škáru. Podkožní vazivo se považuje za nejhluběji uloženou a zároveň poslední vrstvu kůže. Hlavní součástí této vrstvy jsou tukové buňky, adipocyty, a houbovitá tkáň. Vrstva obsahuje řídkou vazivovou tkáň sloužící k uchovávání tukových kapének a představuje tak případně tukovou tkáň. Pohyblivost kůže na některých částech lidského těla, na krku nebo čele, je způsobena právě řídkým podkožním vazivem. Podkožní vazivo obsahuje hustou síť lymfatických a cévních pletení zejména v oblasti potních a mazových žláz. Tloušťka podkožního vaziva je individuální a závisí na lokalizaci v lidském těle. V této vrstvě se uplatňují Vater-Paciniho tělíska odpovědné za čítí tlaku i tahu [15, 17].

2.3 Funkce kůže

Kůže vytváří nejen souvislou vrstvu oddělující okolní prostředí od vnitřního prostředí, ale zároveň plní i několik dalších funkcí najednou.

- a) *Funkce ochranná,*
- b) *funkce termoregulační,*
- c) *funkce senzorická/smyslová,*

d) *funkce metabolická,*

e) *funkce sekreční.*

a) *Funkce ochranná* je jednou z nejzákladnějších funkcí kůže. Kůže zabraňuje proniknutí bakterií a virů, a tak zamezuje způsobení infekcí. Kůže brání pronikání různorodým chemickým látkám, vedle kterých řadíme i vodu a dále také ultrafialovému záření, které může poškozovat buňky, ale slouží i jako obrana proti fyzikálním vlivům. Ochrannou funkci lze plnit, pokud se v kůži nachází dostatek kožního mazu a pigmentových filtrů.

b) *Termoregulační funkce* je další nezbytnou funkcí, jejímž úkolem je udržet stálé vnitřní prostředí, cizím slovem homeostázu. Tato funkce je podmíněná několika probíhajícími procesy:

1. *Vylučování potu,*

2. *vazodilatací cév,*

3. *vazokonstrikcí cév.*

Termoregulační funkce je zajištěna i přítomností tukové vrstvy nebo ochlupením či vlasy [21].

c) *Senzorická* neboli *smyslová funkce* kůže zajišťuje vnímání mechanických, tepelných nebo bolestivých počitků. Smyslovou funkci zajišťují v kůži umístěné receptory vnímání. Receptory pro vnímání bolestivých počitků jsou volná nervová zakončení, Vater-Paciniho tělíška zaznamenávají dotyk či tlak. Chlad je zaznamenáván Krauseho tělísky, naopak tepelný rozdíl zaznamenávají Ruffiniho tělíška.

d) *Metabolická funkce* kůže je důležitá zejména z hlediska syntetizování vitamínu D a melaninu, uplatňuje se i při tvorbě protilátek [15].

e) *Sekreční funkce* zajišťuje vylučování chemických a jiných odpadních látek, vylučování probíhá pomocí potních a mazových žláz, jejichž produkty přispívají k ochraně kůže. Tato funkce není příliš významná, jelikož vylučovací funkci zastávají jiné orgány lépe.

Výše jmenované funkce kůže lze považovat za základní a velmi významné. Mezi další funkce kůže lze ovšem řadit i *funkci zásobní* neboli skladovací. Jako zásobárna energie a vitamínů rozpustných v tucích často funguje tuk, který se ukládá do podkožního vaziva. Zde se projevuje i jako tepelný izolant. Řadíme zde ale i *funkci estetickou* či komunikativní, kdy kůže sehrává určitou roli v procesu sociální interakce [15, 18].

2.4 Biomechanické vlastnosti kůže

Biomechanické vlastnosti kůže udávají poměr mezi kolagenem a elastinem a jejich následným uspořádáním ve tkáni, tyto vlastnosti jsou velmi různorodé a závisí na mnoha faktorech. Jmenovat můžeme např. věk a pohlaví jedince, hydrataci nebo obezitu [20, 21]. Biomechanické vlastnosti kůže však mohou ovlivňovat i individuální parametry každého jedince, jeho okamžitý stav, genetické předpoklady, životní styl apod.

Lidská kůže disponuje několika biomechanickými vlastnostmi. Mezi obecné biomechanické vlastnosti kůže je řazena její viskoelastičita, anizotropie, nehomogenita, adaptibilita, sdílení hmoty, energie či informací anebo např. také stárnutí kůže.

1. *Viskoelastičita* kůže je zapříčiněna dvěma druhy vláken. V prvním případě se jedná o elastin a v druhém případě jde o kolagen. Viskoelastickým vlastnostem lidské kůže je vyhrazená samostatná kapitola 2.5.
2. *Anizotropní vlastnosti* kůže způsobují vznik různých odezev na zatížení, která jsou v různých směrech, lépe řečeno jde o různé mechanické vlastnosti, které vznikají v závislosti na směru měření. Elastická a kolagenní vlákna jsou orientovaná do směru mechanického zatížení dané oblasti [26].
3. *Nehomogenita* se vyznačuje nestejnoměrným rozložením hmoty. Pro příklad můžeme uvést porovnání tloušťky kůže očního víčka, která dosahuje pouze 0,5 mm s tloušťkou kůže na zádech či stehnech, kde tloušťka kožní řasy může dosáhnout až 4 mm.
4. *Adaptabilita* je velmi důležitou vlastností kůže, jejímž důsledkem se kůže do určité míry přizpůsobí vnější mechanické zátěži. Na určitých místech kůže dochází k neustálému tlaku či tahu, kterému se do určité míry kůže přizpůsobuje. Pokud jde o tažení, lidská kůže uplatňuje účelně rozložené záhyby, a proto k vlastnímu natažení kůže nedochází [26]. Jestliže je však tato míra adaptability překročena, může dojít k jejímu poškození. Míra adaptability klesá hlavně s věkem člověka.
5. *Stárnutí kůže* nepředstavuje biomechanickou vlastnost jako takovou, avšak je potřeba ji zmínit. Vlivem stárnutí se mění biomechanické vlastnosti. Jedná se především o biologický jev, který lze dělit na stárnutí vnitřní, jenž je geneticky dané a stárnutí vnější, které je ovlivněné vnějšími vlivy, jedná se o působení ultrafialového záření. Změny nastávají u kolagenu i elastinu. Kolagen vlivem stárnutí v kůži zvyšuje dobu návratu do původní délky po jejím natažení a snižuje maximální hranici natažení, kde je možná ještě úplná regenerace. Stárnutí elastinu se projevuje ztrátou vody, třepením vlákna, rozdělením a následným zánikem [27].

2.5 Viskoelastické vlastnosti kůže

Viskoelasticita jakéhokoliv materiálu je definována relaxací, viskozitou a hysterezí [20]. Viskoelasticita je jinými slovy vztah mezi deformací, napětím a časem, poměr deformace se mění s časem. Typickou viskoelastickou látkou je lidská kůže.

Soudržnost buněk ve tkáních zajišťuje hlavně extracelulární matrix, jehož jednou z funkcí je udržovat mechanické vlastnosti, mezi které řadíme pevnost v tahu, pružnost a stálost tvaru. Extracelulární matrix je tvořen vláknitými proteiny, adhezními proteiny a proteoglykany. Mezi vláknité proteiny je řazen kolagen a elastin uplatňující se ve viskoelastických vlastnostech. Adhezní bílkoviny jsou známy svou funkcí vytvářet spoje mezi jednotlivými částmi extracelulární matrix a řadí se mezi ně laminin, fibrilin a fibronectin [24].

- a) *Kolagen* je nejčastěji zastoupenou bílkovinou v lidském těle, zaujímá celkově 25 % všech bílkovin vyskytujících se v těle. Vyznačuje se především tuhostí a pevností v tahu. Kolagen je tvořen molekulami tropokolagenu, jenž je dále tvořen hydroxyprolinem a hydroxylyzinem. Kolagen se nachází v kůži, kostech, šlachách či chrupávkách. Podle svého uspořádání lze kolagen rozlišit na kolagen I., II., III., IV. a V. typu. Kolagen I. typu je nazýván jako tzv. nosný kolagen, jeho vlákna mají velký průměr a jsou velmi mechanicky pevná. Ostatní typy kolagenu se v těle vyskytují v malé míře, kolagen V. typu lze nalézt pouze v placentě. Mechanické vlastnosti kolagenního vlákna jsou závislé na vnitřní stavbě i okolním prostředí. Vlastnosti jsou ovlivňovány množstvím amorfnní mezibuněčné hmoty a přítomností minerálních látek. Za pevnost vláken je způsobivý hydroxyprolin, pevnost a pružnost závisí na pravidelném pruhování mikrofibril, jinými slovy žíhání. Pravidelné pruhování znamená střídání molekul tropokolagenu, mezi nimiž je prostor umožňující vzájemný posun. Žíhání se mění v závislosti na chorobě či stáří. Rozdílný je charakter průběhu křivky závislosti napětí v tahu a deformace kolagenních vláken. Snižuje se mez pevnosti v tahu a klesají i hodnoty maximálního protažení [4, 16, 24].
- b) *Elastin* je bílkovina vyznačující se schopností pružných deformací (až 150 %) a je základním stavebním prvkem elastického vlákna. Molekula elastinu je tvořena tropoelastinem, jehož nízké množství hydroxyprolinu se projevuje nízkou pevností v tahu [16, 25]. Základní vlastností elastického vlákna je elasticita neboli pružnost uplatňující se při působení vnějších sil. Elastin umožňuje návrat kůže do původního tvaru.
- c) *Fibronectin* je bílkovinnou látkou spadající do skupiny adhezních proteinů podléjících se na tvorbě spojů mezi částmi extracelulární matrix. Fibronectin je tvořen peptidovými řetězci spojenými disulfidovými můstky. Tyto vláknité proteiny vytvářejí vazbu na buněčné povrchy, kolageny, fibriny nebo proteoglykany. V dostupné literatuře lze fibronectin nalézt pod názvem molekulární lepidlo [24].

3 Kutometrické diagnostika

Kutometrická diagnostika je řazena mezi neinvazivní a nebolestivé metody, která se ve srovnání s jinými vyznačuje svou jednoduchostí a nenáročností. Kutometrie je založena na měření viskoelastických parametrů kůže, jejíž princip spočívá v měření deformací kůže vedoucí ke stanovení hledaných parametrů kutometrické křivky. V klinické praxi se kutometrie nejčastěji uplatňuje v hodnocení jizev, které vznikly po úrazech či popáleninách. Tato metoda posuzuje pružnost jizvy a je využívána ve srovnání s dermálními kožními náhradami v rekonstrukční chirurgii [30].

3.1 Cutometer[®]MPA 580

Cutometer[®]MPA 580 je komerční měřicí zařízení využívané k měření viskoelastických vlastností kůže. Ideální velikost přístroje umožňuje zkoumání biomechanických vlastností kůže i na těžko přístupných místech.



Obrázek 6: Cutometer[®]MPA 580, upraveno podle [34]

Cutometer[®]MPA 580 se skládá z hlavní jednotky a ruční sondy. Uvnitř sondy se nachází optický měřicí systém, jehož součástí je zdroj světla, světelný receptor a protilehle postavené hranoly [31]. Světelný paprsek je projektován z vysílače na receptor, jehož intenzita se mění v závislosti na hloubce průniku kůže kruhovým otvorem. Součástí sondy je sukční hlavice, která má na čelní straně kruhový otvor, jehož průměr činí 2 mm.

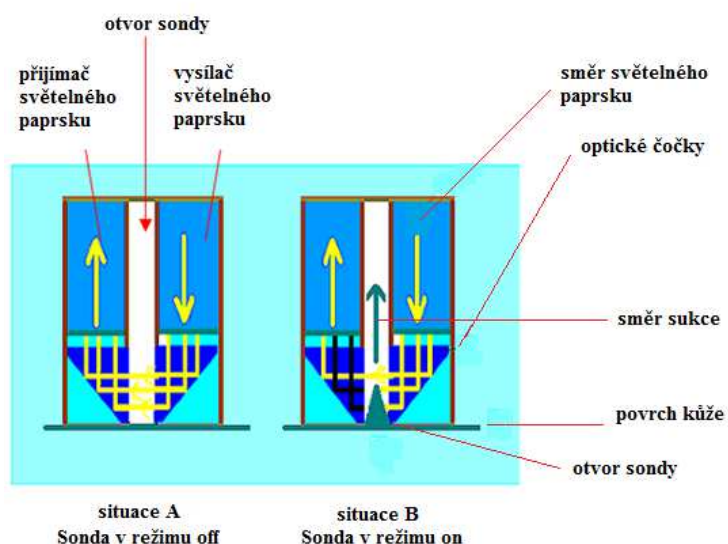
V průběhu měření dochází k proniknutí kůže do tohoto otvoru pomocí podtlaku. Takto vzniklá deformace je měřena s přesností 0,01 mm a frekvencí 100 Hz [32]. Odpovídající kontaktní tlak sondy na kůži zajišťuje přitlačná pružina umístěná na konci sondy [35]. Hlavní jednotka je tvořena vakuovou pumpou generující kontrolované vakuum 20–500 mbar (hraniční hodnota). Součástí hlavní jednotky je

snímač tlaku a elektrický obvod s AD převodníkem. Kutometrické přístroje obvykle běží na platformě OS Windows a jsou připojeny přes R 232 sériový port. Cutometer[®]MPA 580 poskytuje několik režimů měření, které jsou blíže rozebrány v kapitole 3.3.

3.2 Princip měření

Měření elasticity je prováděno ze svrchní vrstvy kůže, přičemž se používá podtlak ³způsobující určitou deformaci vyšetřované oblasti kůže. Měření se skládá ze dvou funkcí. První fází je fáze sukce, která zároveň tvoří první část křivky. Druhá fáze se nazývá fáze relaxace, a ta tvoří druhou část zobrazované křivky [35].

Podtlak, který je generován uvnitř hlavní jednotky, způsobí vtažení kůže do otvoru sondy. Apertury měřicích sond mají průměry 2, 4, 6 a 8 mm. Doba sání může trvat 0,1–60 s. Vtažená kůže (cca 1,5 mm) je uvolněna po uplynutí stanovené doby a nastává doba relaxace. V této době se deformovaná kůže vrací do svého původního tvaru. Hloubka průniku je stanovena optickým měřicím systémem tvořeným optickými čočkami. Bezkontaktní optický systém zaznamenává změnu intenzity světelného paprsku v závislosti na hloubce průniku kůže. Měřicí princip kutometrického přístroje lze vidět na Obrázek 7, kde jsou zobrazeny dvě situace. V prvním případě je přístroj vypnut, vysílaný světelný paprsek prochází přes optické čočky zaznamenávající jeho intenzitu, světelný paprsek beze změn prochází do přijímače. Druhá část obrázku zachycuje přístroj, který se nachází v první fázi měření-sukci [29, 36].



Obrázek 7: Měřicí princip metody, upraveno podle [33]

Počet měřicích opakování je závislý na zvoleném sukčním a relaxačním čase. Doba kutometrického vyšetření je omezená, a proto by doba měřicího cyklu neměla přesáhnout 320 s [35].

3.3 Režimy měření

Přístroj Cutometer[®]MPA 580 umožňuje měřit v několika módech odlišujících se použitím pro měření s různými vlastnostmi. Měřit pomocí přístroje lze s konstantním podtlakem, s lineárně rostoucím a klesajícím podtlakem, s konstantním a poté lineárně klesajícím podtlakem anebo s lineárně rostoucím podtlakem a náhlým ukončením podtlaku.

- a. *Mód 1* představuje nejdůležitější pracovní režim ze všech 4 možností nastavení přístroje. Měřicí režim pracuje s konstantním podtlakem, během měřicí doby je kůže nasána do otvoru sondy a po uplynutí stanovené doby je podtlak ukončen a kůže by se měla navrátit do svého původního tvaru. Požadovaný podtlak a sukční doba je nastavována v Menu přístroje a následně zobrazena na displeji. Nejvhodnější hodnoty pro provádění testování jsou mezi 2–5 s. Důležitým faktorem při měření s konstantním podtlakem je jeho pravidelné ukončování. Po ukončení podtlaku se projevuje schopnost kůže návratu do původního tvaru.⁴ Nejvhodnější relaxační doba je v rozmezí 2–4 s. Tento pracovní režim umožňuje měřit všechny tři skupiny parametrů, avšak u plošných parametrů je podmínkou nejméně 10 opakování měření.
- b. *Mód 2* je charakteristický svým měřením s lineárně vzrůstajícím a klesajícím podtlakem. Před začátkem měření je nutné nastavit hodnotu tlaku a rychlost změny tlaku. Podtlak je zvyšován od 0 do nastavené hodnoty a následně klesá opět k 0. Rychlost změny tlaku je obvykle nastavována v rozsahu 10–100 mbar/s. V tomto režimu je nastavena pouze fáze sukce, fáze relaxace je identická. Mód 2 umožňuje dva typy zobrazení výsledků:
- Režim P/E⁵ zobrazuje na vodorovné ose hloubku průniku [mm] a na svislé ose tomu odpovídající tlak [mbar]. Měřicí cyklus by se měl skládat pouze z jediného měření, neboť v tomto režimu je čitelnost křivky snížena.
 - Režim E/T⁶ naopak zobrazuje na vodorovné ose čas [s], na svislé ose tomu odpovídající hloubku průniku [mm].

Mód 2 umožňuje měřit včetně opakování ale i bez něj.

4

Kůže starších lidí, zvláště v okolí očí, potřebuje delší dobu pro návrat do původního tvaru v porovnání s mladšími lidmi

5

Z anglického slovního spojení pressure/extension

6

Z anglického slovního spojení amplitude/extensit

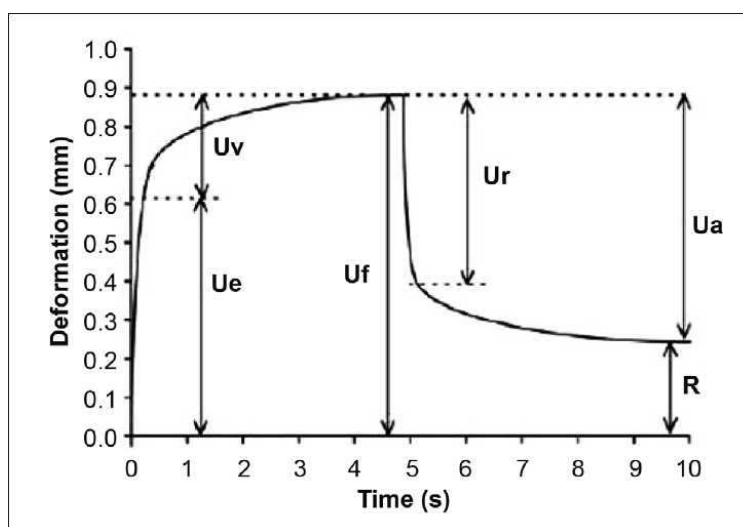
- c. *Mód 3* kombinuje výše uvedené módy měření, kůže je vystavena konstantnímu podtlaku, a poté následuje fáze postupně klesajícího podtlaku. Nastavení hodnot je stejné jako v módu 2 (rychlost změny tlaku, podtlak a doba relaxace).
- d. *Mód 4* představuje pracovní režim kombinující první fázi měřicího módu 2 s druhou fází měřicího módu 1. Měření v tomto módu je využíváno pro posuzování pružnosti či únavy kůže [42].

3.4 Kutometrická křivka

Výsledkem měření kutometrickou metodou je graf tzv. kutometrická křivka, podle které lze zhodnotit viskoelastické parametry kůže. Křivka je vytvořena z hodnot získaných při měření. Křivku tvoří dvě fáze měření:

- a) *Sukce*,
- b) *relaxace*.

Měření je nejčastěji prováděno v módu 1, přičemž křivka poukazuje na viskoelastické kvality vyšetřované kůže.



Obrázek 8: Kutometrická křivka [38]

Křivka je v první části charakterizována vertikálním vzestupem a je nazývána elastickou částí křivky označovanou U_E , jenž lze vypočítat jako rozdíl U_f a U_v . U_E je dosaženo zhruba po 0,1 s. Druhá část křivky je charakterizována naopak sestupnou a stále se zplošťující se částí. Tato sestupná část křivky je označovaná U_v neboli viskoelastická složka kůže. Z křivky lze vyčíst U_f představující maximální amplitudu křivky vznikající součtem parametrů U_E a U_f . Základem k posuzování viskoelastických

vlastností kůže jsou parametry tvořící kutometrické křivky. Ve vysoce elastických materiálech křivka po ukončení sukce okamžitě a téměř kolmo klesá zpět do výchozího bodu.⁷

3.5 Měřené parametry viskoelasticity

Viskoelastické parametry jsou velice důležité pro posouzení viskoelastických vlastností kůže, jejichž hodnoty získáme vypočtením pomocí softwaru kutometrického přístroje. Měřené parametry lze rozdělit do tří základních skupin:

a) *R parametry*

b) *F parametry*

c) *Q parametry*

Parametry kůže lze dále dělit na parametry elastické a viskoelastické. Viskoelastické parametry jsou navíc děleny na parametry absolutní a relativní.

a) *R parametry* jsou nejstaršími parametry, jsou známy více než 20 let. Dle ustáleného názvosloví definujeme parametr U_e jako okamžitou deformaci kůže, cizím slovem extenzibilita. U_v je definováno jako distenze neboli opožděné roztažení. Parametr U_f představuje konečnou deformaci a U_r okamžitou retrakci [32].

Relativní parametry jsou v literatuře vyjádřeny pomocí rozměrových parametrů, jež jsou závislé na tloušťce kůže. Vyjádřeny jsou obvykle v mm. Tyto parametry kombinují vnitřní viskoelastické vlastnosti kůže s prostorovými rozměry zkoumané oblasti. Parametry jsou pracovníčně označovány pomocí znaku hvězdičky (*), neboť je důležité zohlednit odpovídající tloušťku τ v daném místě. Pro výpočet parametrů jsou stanoveny rovnice:

$$U_f^* = U_f \cdot \tau$$

$$U_e^* = U_e \cdot \tau$$

$$U_v^* = U_v \cdot \tau$$

$$U_r^* = U_r \cdot \tau$$

$$U_a^* = U_a \cdot \tau \quad [45]$$

R parametry jsou v každém užitém módu popsány odlišně a vždy je popis vztažen ke zdravé vyšetřované kůži. R parametry lze vyjádřit pomocí parametrů relativních nebo pomocí vzorců, jejichž členy jsou uvedeny v Tabulka 3.

7

Platí např. pro nafukovací balón, zde se uplatňuje rovnice $U_r=U_f$ [32].

a [s]	sukční čas
b⁸ [s]	relaxační čas
p [mbar]	podtlak
d [mm]	průměr otvoru sondy
r	počet opakování
e(x)	amplituda v t=x
f(x)	

Tabulka 3: Vysvětlení členů pro vzorce R parametrů v módě 1 [42]

1) Mód 1:

1. $R0 = e(a) = U_f$, představuje první maximální amplitudu křivky, a tedy je jejím prvním nejvyšším bodem. R0 je absolutním parametrem a přímo souvisí s tloušťkou kůže a její pevností. V grafu se projeví polohou křivky, čím nižší křivka, tím pevnější je kůže ve vyšetřované oblasti [35, 42].
2. $R1 = e(a + b) = U_f - U_a$, R1 označuje první nejnižší bod křivky. Parametr R1 reprezentuje schopnost návratovosti kůže do původní polohy. Vysoká hodnota stanovuje velmi dobré schopnosti návratu kůže do původního stavu.
3. $R2 = \frac{(e(a) - e(a+b))}{e(a)} = \frac{U_a}{U_f}$, R2 parametr je řazen mezi jeden z nejdůležitějších parametrů vůbec. Představuje podíl největší amplitudy a schopnosti redeformace kůže. Platí zde úměra, že čím více se blíží naměřená hodnota 1 (tedy 100 %), tím více je kůže elastičtější. R2 spolu s parametrem R7 je využíván ke stanovování elasticity a s tím spojené je i stárnutí kůže [31, 42].
4. $R3 = e((r * a) + ((r - 1) * b))$, R3 je největší poslední amplituda křivky, jedná se o nejvyšší bod poslední křivky. Únavový efekt je se stále se zvyšujícím se počtem sukci více viditelnější. Srovnáním parametru R0 s R3 lze určit únavu kůže, jenž byla způsobena opakovanou sukci.
5. $R4 = e((a + b) * r)$, R4 je definovaná jako poslední nejmenší amplitudou křivky a zároveň posledním měřeným bodem. Únavový efekt je dobře viditelný a schopnost

redeformace kůže klesá s každou novou sukci. Tento parametr souvisí se stárnutím kůže a s věkem jeho hodnota roste [42].

6. $R5 = \frac{(e(a)-e(a+0,1))}{e(0,1)} = \frac{U_r}{U_e}$, $R5$ je označován jako tzv. netto elasticita. Čím je hodnota tohoto parametru bližší 1 (tedy 100 %), tím je kůže elastičtější.
7. $R6 = \frac{(e(a)-e(0,1))}{e(0,1)} = \frac{U_v}{U_e}$, $R6$ je parametr představující poměr mezi viskoelastickou a elastickou částí křivky. Čím nižší hodnota, tím větší elasticita [37, 42].
8. $R7 = \frac{(e(a)-e(a+0,1))}{e(a)} = \frac{U_r}{U_f}$, $R7$ odkazuje na biologickou elasticitu a srovnává elasticitu celé křivky. Čím bližší je naměřená hodnota 1 (tedy 100 %), tím elastičtější je kůže.
9. $R8 = e(b) = U_a$, $R8$ je ekvivalentem k U_a a představuje tzv. ohebnost kůže. $R8$ je definován jako rozdíl mezi maximální deformací a deformací po 1. sekundě normálního tlaku. Čím bližší je naměřená hodnota 0, tím lepší schopnost kůže návratu do původního tvaru.
10. $R9 = R3 - R0$, $R9$ představuje únavový efekt kůže po opakované sukci. Nižší hodnota $R9$ představuje nižší únavový efekt kůže [37, 42].

2) Mód 2:

1. $R0 = e(a) = U_f$, $R0$ představuje první maximální amplitudu a tedy nejvyšší bod první křivky. Tento parametr indikuje pevnost kůže.
2. $R1 = e(1,5 * a) - e(0,5 * a)$, $R1$ odpovídá šířce první křivky v určitém bodě v okamžiku zobrazení v P/E módu měření. Vyšší šířka odpovídá menší hodnotě, a tedy nižší elasticitě kůže.
3. $R2 = e(1,75 * a) - e(0,25 * a)$, $R2$ odpovídá šířce první křivky v určitém bodě v okamžiku zobrazení v P/E módu měření. Vyšší šířka odpovídá nižší hodnotě, a tedy nižší elasticitě kůže. $R3 = e(2 * a)$, $R3$ představuje amplitudu po první křivce.
4. $R4 = e(2 * a + b)$, $R4$ je nejnižší amplituda první křivky.
5. $R5 = e((2 * r - 1) * a + (r - 1) * b)$, $R5$ je poslední nejnižší amplitudou, jedná se o poslední měřicí bod srovnávaný s maximální amplitudou první křivky. Únavový efekt je viditelnější s každou novou sukci.
6. $R6 = e(2 * r * a + b * (r - 1))$, $R6$ odpovídá šířce poslední křivky v určitém bodě v okamžiku zobrazení v P/E módu měření. Nižší šířka odpovídá nižší hodnotě, a tedy vyšší elasticitě kůže.

7. $R7 = e(2 * r * a + r * b)$, $R7$ parametr reprezentuje poslední minimální amplitudu, tedy poslední měřicí bod, srovnávaný s nejmenší amplitudou první křivky. Únavový efekt je viditelnější s každou novou sukci a zároveň klesá schopnost redeformace kůže.
8. $R8 = \frac{f(a)}{(e(a)*a*50)-1}$, $R8$ představuje oblast křivky nad stanoveným parametrem U_f . Čím nižší hodnota, tím elastičtější je kůže. V režimu P/E je parametr $R8$ vyjádřen oblastí pod první křivkou [37, 42].

3) Mód 3:

1. $R0 = e(0,1) = U_e$, $R0$ je roven amplitudě po čase 0,1 s.
2. $R1 = e(a)$, $R1$ je parametr charakterizující maximální amplitudu a definuje pevnost kůže. $R2 = e(a + 0,25 * b)$, $R2$ je roven amplitudě po $1/4$ relaxační doby.
3. $R3 = e(a + 0,5 * b)$, $R3$ je roven amplitudě po $1/2$ relaxační doby.
4. $R4 = e(a + b)$, $R4$ představuje amplitudu po sukci a relaxaci, tedy poslední měřený bod.
5. $R5 = \frac{e(a+b)}{e(a)}$ [42].

4) Mód 4:

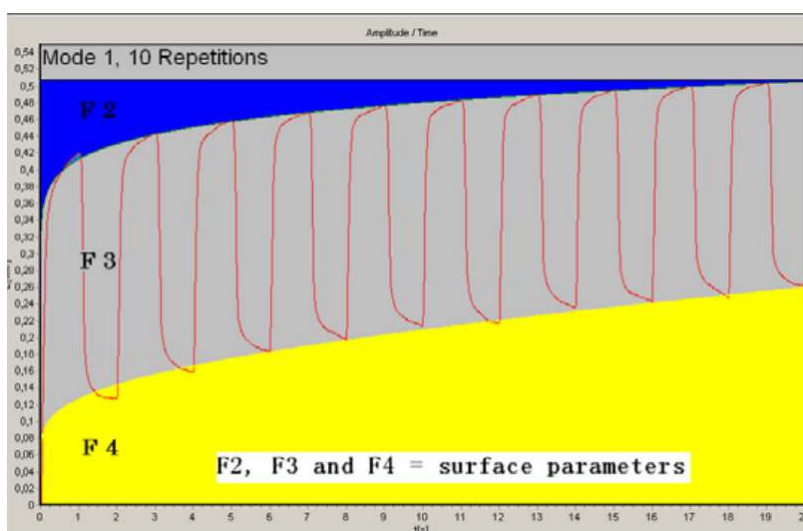
1. $R0 = e(a) = U_f$, $R0$ představuje první maximální amplitudu a tedy nejvyšší bod první křivky. Tento parametr indikuje pevnost kůže.
2. $R1$ je charakterizován rovnicí: $e(a) - e(a + 0,1) = U_r$
3. $R2$ je nejnižším bodem křivky. $R2 = e(a + b)$
4. $R3=R0$
5. $R4$ je roven rovnici: $e(r * a + (r - 1) * b + 0,1)$
6. $R5=R2$
7. $R6 = \frac{(e(a)-e(a+0,1))}{e(a)} = \frac{U_r}{U_f}$, $R6$ je parametr představující srovnání elasticity s kompletní kutometrickou křivkou. Čím více se hodnota blíží 1, tím vyšší elasticita [37, 42].

Je důležité zmínit, že některé parametry jsou závislé na tloušťce kůže, jedná se o parametry U_e , U_f , U_v a U_a . Odvozené poměry tuto závislost nemají, a proto parametry $R2$, $R5$, $R6$ a $R7$ lze

použít ke srovnání v různých anatomických oblastech těla. Parametry R2 a Q1 tvoří výjimku v měřených parametrech, pouze tyto dva parametry lze porovnávat nejen mezi anatomickými oblastmi, ale také mezi osobami.

b) *F parametry* jsou nazývány jako plošné parametry. Parametry F2, F3 a F4 mohou být měřeny pouze v měřicím módě 1 a je nutné provést min. 10 opakování.

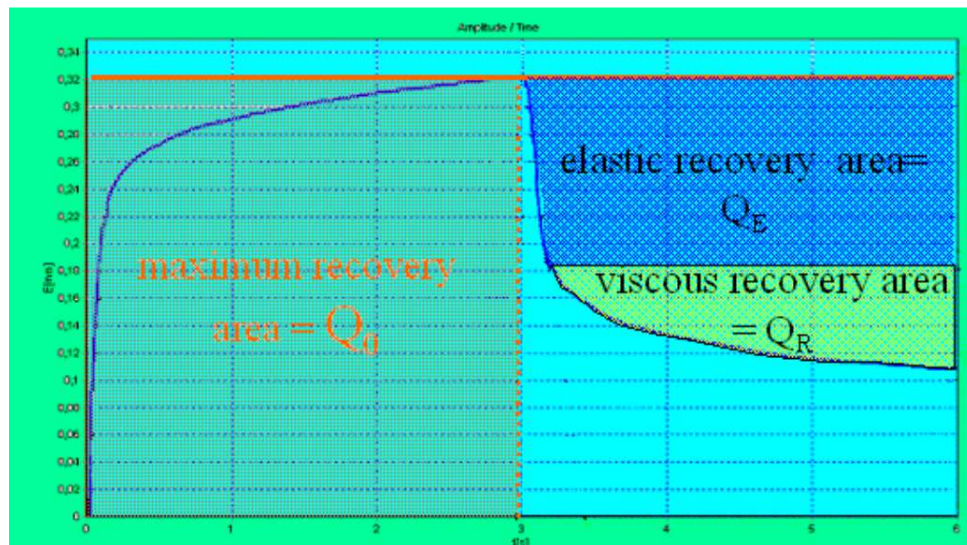
1. *F1* představuje oblast odečtenou z celkové plochy. Zcela elastický materiál nebude vykazovat žádný prostor. Hodnota blíží se 0, představuje pružnější materiál.
2. *F2* parametr definuje oblast ležící nad křivkou.
3. *F3* definuje oblast uvnitř křivky a představuje únavu kůže
4. *F4* představuje plochu pod křivkou a definuje pevnost kůže. Čím menší hodnota F4, tím pevnější kůže [42].



Obrázek 9: *F parametry* v módě 1 [42]

c) *Q parametry*⁹ jsou používány pouze 6let a jsou tedy nejmladšími. Parametry lze získávat pouze z modu 1 a to za podmínek stejné sukční doby a relaxační doby. Q_E definuje elastické zotavení, hodnota parametru roste s pevností kůže. Q_R představuje viskózní zotavení. Plocha reprezentující tento parametr by měla být shodná pro většinu lidí. *Q parametry* představují zajímavý vztah mezi stářím lidské kůže a elasticity s viskózní částí křivky.

⁹ Parametry jsou pojmenovány po svém objeviteli, vědci Di Qu.



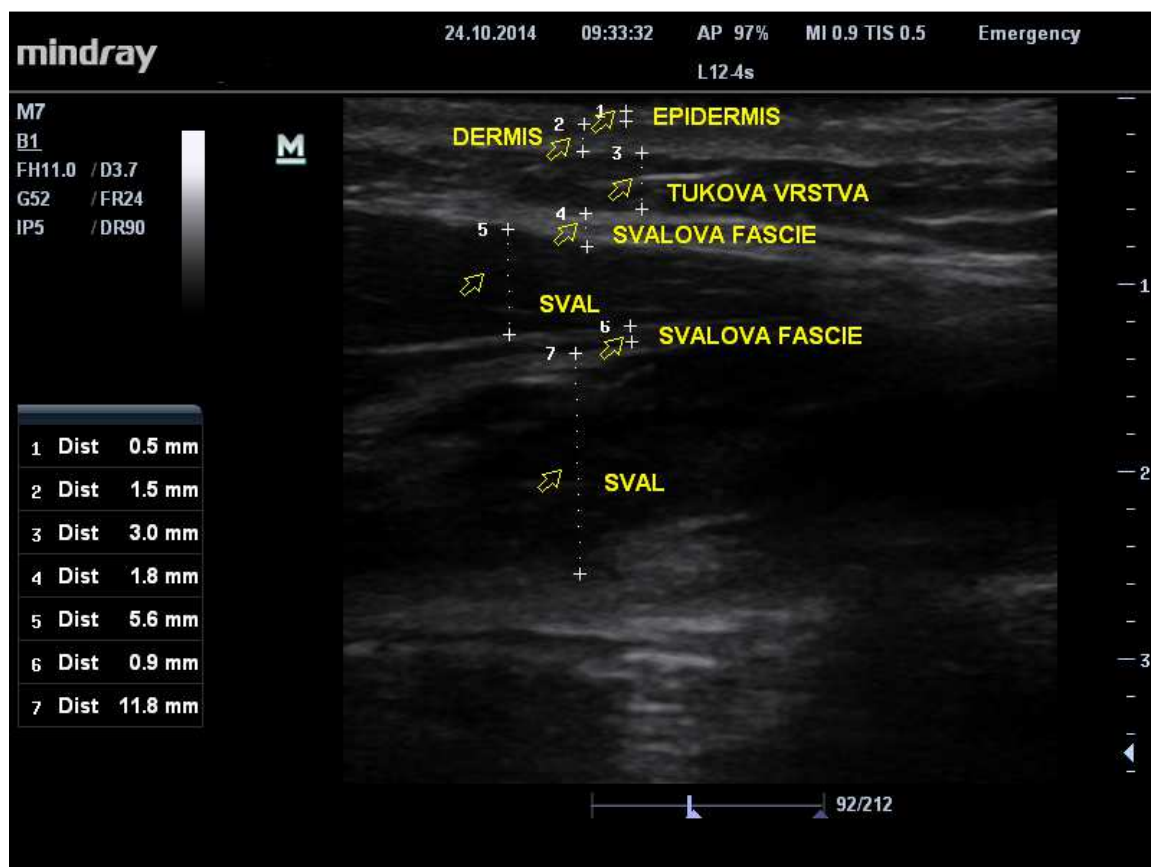
Obrázek 10: Q parametry v módě 1 [42]

1. Q_0 parametr se nachází pod nejvyšším bodem křivky (R0) a definuje maximální zotavovací plochu, hodnota parametru klesá s pevností kůže.
2. $Q_1 = \frac{Q_E + Q_R}{Q_0}$
3. $Q_2 = \frac{Q_E}{Q_0}$
4. $Q_3 = \frac{Q_R}{Q_0}$, Q_3 představuje viskoelastickou obnovu kůže, celkovou pružnost. Hodnota parametru roste s pevností kůže [42].

4 Měření tloušťky kůže

Vlastnosti lidských tkání a jejich parametry lze zjišťovat a následně zkoumat pomocí mnoha různých přístrojů. Tyto přístroje se liší různorodostí zkoumaných vlastností, konkrétně pro měření tloušťky kůže se využívá např. ultrazvuková technika.

Nejdůležitějším parametrem pro měření tloušťky lidské kůže je frekvence ultrazvuku a jeho útlum. Tyto dva parametry spolu přímo úměrně souvisí. Čím vyšší použitá frekvence, tím větší útlum, a tedy detailnější zobrazení na úkor hloubky zkoumání. Pro zobrazení podkoží a coria je použita frekvence 15–30 MHz, zobrazení epidermis je podmíněno použitím frekvence v rozsahu 100–150 MHz. V běžné praxi se pro vyšetření kůže využívá frekvence 20 MHz rozlišující poměrně dobře strukturální změny v oblasti dermis. Ultrazvukový obraz v dermatologii je popisován stejně jako klasický ultrazvukový obraz v jiné oblasti. Na obrazu jsou nejprve popsány makroskopické struktury, tvar i ohraničení objektu, přechody mezi okolími. Následuje popis vnitřní struktury a popis okolí, kde je zahrnut např. akustický stín či stíny postranní, které se v dermatologii téměř nevyskytují [41].



Obrázek 11: Zobrazení struktur kožní tkáně ultrazvukem [zdroj:vlastní]

Ultrazvukový obraz je charakterizován třemi typy odrazivosti, tedy echogenitou. Echogenita je dána mírou odrazu ultrazvukového paprsku od tkáně a je vyjádřena stupněm šedi pomocí obrazového bodu (pixelu). Struktura zaznamenaná na sonogramu může být:

1. *Hyperechogenní*
2. *Hypoechogenní*
3. *Anechogenní*
4. *Izoechogenní*

1. *Hyperechogenní struktura* se vyznačuje silným odrazem ultrazvuku a zobrazí se na sonogramu světlými až bílými body. Silně echogenními strukturami jsou kosti, kalcifikace apod. V oblasti dermis jsou hyperechogenní kolagenová vlákna.
2. *Hypoechogenní struktura* se vyznačuje slabou odrazivostí ultrazvuku a tudíž je zobrazena tmavými nebo šedými body. Nízkou echogenitu vykazují měkké orgány, corium, podkožní tuk, svalová fascie, některá patologická ložiska a jiné.
3. *Anechogenní struktury* se vyobrazují bez jasů a černými body v obraze. Takto jsou vyobrazeny zejména homogenní struktury a veškeré tekutiny. Mezi anechogenní struktury řadíme svaly nebo chrupavky.
4. *Izoechogenní struktury* jsou takové struktury, jejichž echogenita (jas) je stejná s okolním prostředím [41, 44].

Ultrazvukový obraz kožní tkáně lze pozorovat na Obrázek 11, kde jsou popsány jednotlivé struktury. Na obrazu může být viditelný reflexní pruh, tzv. vstupní echo, jehož příčinou je hranice mezi vodou a kůží. V oblasti dermis se objevují jako echogenní body či proužky kolagenní vlákna a to v závislosti na rovině řezu. Pozorovat lze také vlasové folikuly, cévy, tuk nebo sval. Tuková vrstva je hypoechogenní, v případě nízké vrstvy lze zaznamenat svalovou fascii v podobě echogenního pruhu [41].

Zobrazení struktur pokožky je specifické, a proto je nutné stanovit, ve kterém módu bude prováděno skenování, a jaký typ sondy bude použit. Pro zobrazení struktur tkání se využívá zobrazení:

- a) *A-mód*
- b) *B-mód*

- a) Zobrazit strukturu tkání lze v režimu *A-mód* (amplitude mode), jenž je řazen mezi nejobecnější typy ultrazvukového jednorozměrného obrazu. Tento režim umožňuje měřit tloušťku kůže in vivo, jelikož vzniklé amplitudy odrážející se z vnější rohové vrstvy, dermis a podkoží jsou mnohem větší než v okolních tkáních. Výpočet tloušťky určité vrstvy probíhá

z rychlosti ultrazvukových vln a doby ozvěn. Měření kůže v A-módu se projevilo velmi nepřesně, a proto se k těmto účelům již moc nepoužívá.

b) *B-mód* (brightness) je nejčastěji využívaným dvojrozměrným zobrazením vycházejícím z principů A-módu. V tomto režimu lze rozlišit epidermis (pouze za předpokladu větší tloušťky než je samotné axiální rozlišení), svrchní nebo papilární dermis, hypodermis a v závislosti na hloubce i základní kost. Zobrazení v B-módu se běžně využívá v dermatologickém výzkumu i klinické dermatologii [39].

Ultrazvukovou sondu v tomto případě volíme lineární, neboť právě tato sonda dosahuje dobrého prostorového rozlišení na malé vzdálenosti. Tento typ sondy je podrobně rozebrán v kapitole 1.8.

Pro zjištění tloušťky měřené struktury kůže je nutné znát rychlost ultrazvukových vln v dané oblasti. Odlišné rychlosti vln jsou znázorněny v Tabulce 4. Rychlost šíření ultrazvukových vln v kůži je o něco vyšší než ve vodě či tukové tkáni. Pro výpočet se používá zaokrouhlená hodnota 1580 m/s. Tato rychlost přímo úměrně souvisí s obsahem kolagenu v kůži.

Kožní struktura	Rychlost šíření vln [m/s]
stratum corneum	1550
epidermis	1540
dermis	1580
podkožní tuk	1440
kůže v celé tloušťce	1577

Tabulka 4: Rychlosti šíření vln v kožních vrstvách [41]

Výpočet tloušťky kůže lze provést podle jednoduché rovnice:

$$e = c \cdot \frac{t}{2} \quad [m \cdot s^{-1}, s],$$

kde e popisuje tloušťku kůže, c rychlost ultrazvukového vlnění a t představuje dobu echa generovaného od vnějšího rozhraní epidermis po rozhraní dermis-hypodermis. Uvedený vzorec pro výpočet tloušťky zohledňuje skutečnost, že ultrazvuková vlna projde dvakrát jednou vrstvou, a to tam a po odrazu zpět [39].

Praktická část

5 Cíl praktické části

Cílem praktické části této práce je objasnění vztahů mezi měřením tloušťky kůže za použití ultrasonografu a zjišťování viskoelastických parametrů kůže pomocí kutometrické diagnostiky. Součástí práce je vykonstruovaný obecný matematický přepočet tloušťka kůže–parametr kůže. Hlavním důvodem vzniku práce je poukázání významnosti měření tloušťky kůže pro zkoumání viskoelastických parametrů kůže.

5.1 Postup při reálném testování viskoelastických parametrů kůže

5.1.1 Měření přístrojem Cutometer®MPA 580

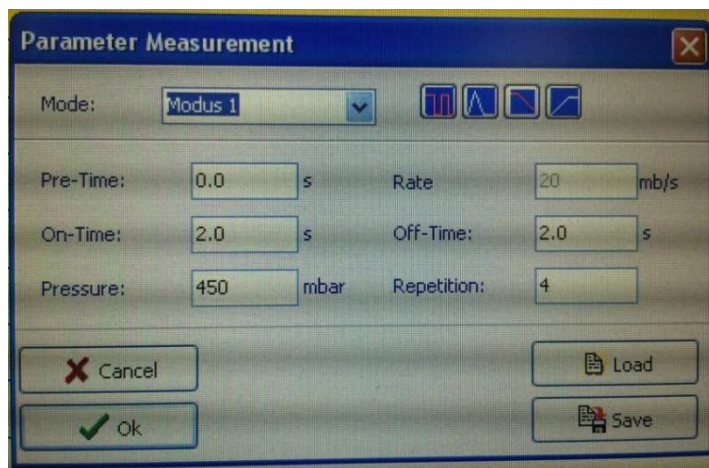
Testování viskoelastických parametrů kůže je důležité ke studiu a následnému zkoumání změn kůže v závislosti např. na věku jedince, stárnutí kůže, tloušťce kůže, hojení ran, vlastnostech jizev a dalších. Při měření je velmi důležité dodržet určité pokyny, které vedou k přesným výsledkům bez odchylek vzniklých při nesprávném použití přístroje.

Testování viskoelastických parametrů kůže probíhalo na Popáleninovém centru Fakultní nemocnice v Ostravě, kde se nachází přístroj Cutometer®MPA 580. Ideální teplota prostředí, ve kterém měření probíhá, je v rozmezí 20–22°C, při opakovaném měření je důležité, aby rozdíl naměřených teplot nikdy nebyl vyšší než 5°C. Při měření se zohledňuje relativní vlhkost prostředí a měla by se pohybovat v rozmezí 40–60 %. Měření nelze realizovat, pokud prostředí nesplňuje ideální podmínky. Při nedodržování ideálních podmínek prostředí respektive při zvýšené vlhkosti a teplotě okolí dochází k nepřesnému měření a to z důvodu pocení měřené osoby.

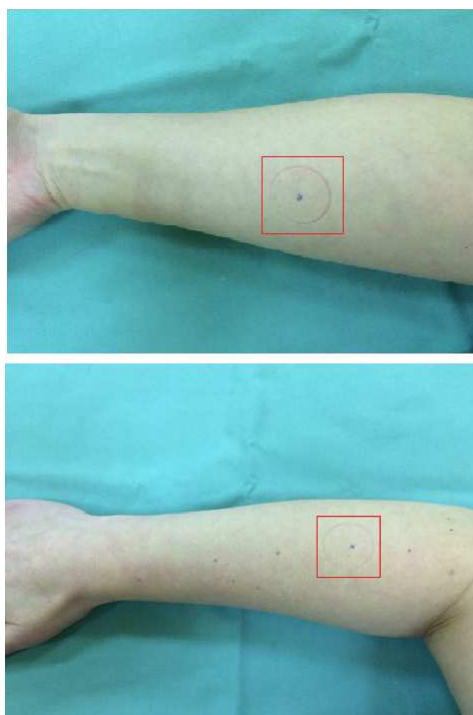
Proband byl předem poučen a následně vyjádřil souhlas s testováním, zpracováním dat a uvedením výsledků v této práci. Proband před měřením byl (dostatečně dlouho) adaptovaný na měřicí prostředí, min. doba pro adaptaci je půl hodiny, avšak v nejlepším případě se jedná o jednu hodinu. Testované oblasti, v našem případě se jedná o patu, dlaň volárně, dlaň dorsálně, předloktí volárně, předloktí dorsálně, dekolt a záda interscapulárně byla zbavena oděvu cca 20 minut před začátkem testování, zbavena ochlupení a očištěna od aplikovaných produktů. (krém, tělové mléko, apod.) Měřená místa byla označena lihovým fixem, aby při měřeních nedocházelo k odchylkám způsobených měřeními parametrů na odlišných místech.

Před samotným měřením bylo potřeba připravit měřicí přístroj Cutometer®MPA 580 k testování. Přístroj musí být před měřením vyčištěn, neboť se dovnitř sondy mohou dostat prachové částice, chlupy nebo jiné nečistoty zkreslující výsledky. Přístroj lze čistit pouze pomocí prostředků k tomuto určenými. (Pravidelná kalibrace přístroje je taktéž nezbytná). Pro měření viskoelastických parametrů kůže byl zvolen měřicí režim 1 pracující s konstantním podtlakem. V menu přístroje byl nastaven podtlak v hodnotě 450 mbar. Sukční část měření byla zvolena v délce trvající 2 s a část relaxace taktéž 2 s. Opakování měření bylo nastaveno na 4, z toho důvodu nelze zjišťovat plošné parametry. Pro

měření byla použita sonda s aperturou 2 mm. U všech uvedených obrázků a grafů se jedná o vlastní výstupy práce. Pro jejich četnost není uveden citační zdroj [zdroj: vlastní].

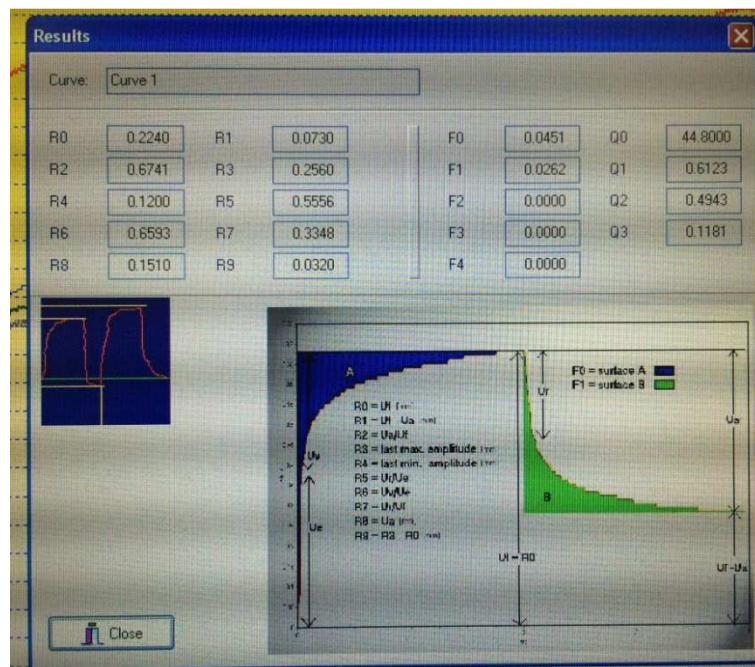


Obrázek 12: Nastavení parametrů měření

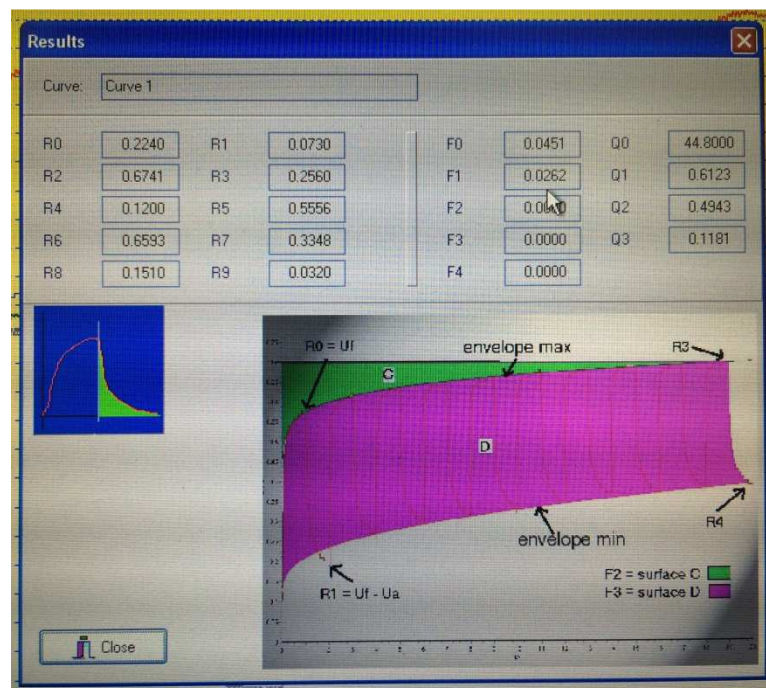


Obrázek 13: Lokalizace měření, předloktí volárně a dorsálně

V průběhu měření byly hodnoty parametrů zpracovávány softwarem a ihned vykreslovány jednotlivé křivky. (a to vždy max. 4) Po ukončení měření byly naměřené hodnoty uloženy do databáze a následně extrahovány k dalším vlastním zpracováním.



Obrázek 14: Výsledné hodnoty, zobrazeny R parametry



Obrázek 15: Výsledné hodnoty, zobrazené F parametry

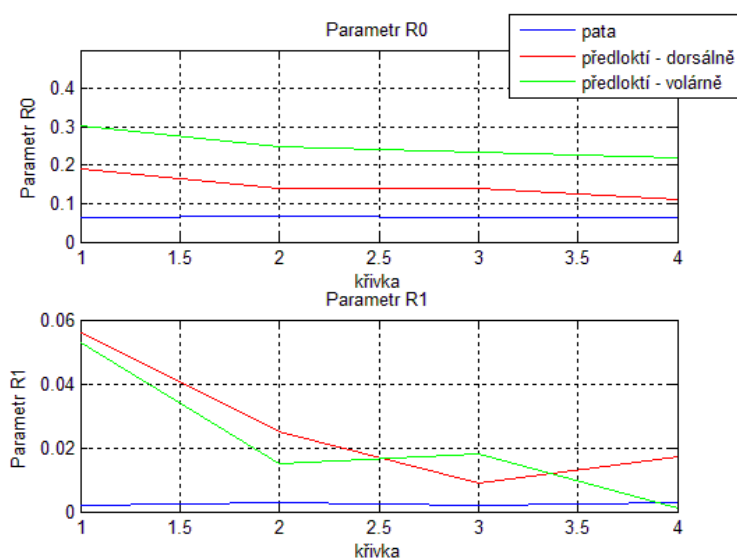


Obrázek 16: Výsledné hodnoty, zobrazeny Q parametry

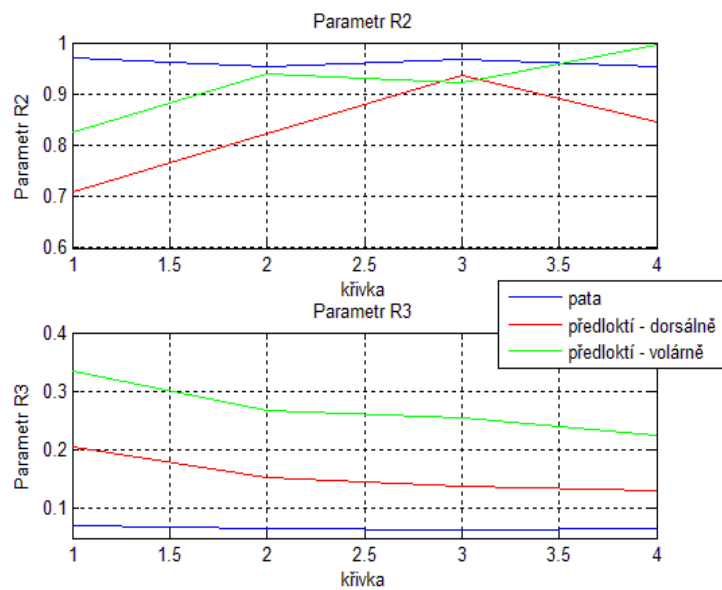
5.1.2 Zpracování a vyhodnocení naměřených kutometrických dat

Naměřená data byla extrahována a následně graficky zpracována softwarem Matlab2014a. Graficky byla u všech parametrů (R0-R9) zobrazena závislost jednotlivých parametrů na lokalizaci měření. Parametry R0, R1, R3, R4, R8 a R9 patří mezi parametry absolutní, zatímco parametry R2, R5, R6 a R7 jsou řazeny mezi parametry frakcionální, a tedy nejsou závislé na tloušťce kůže.

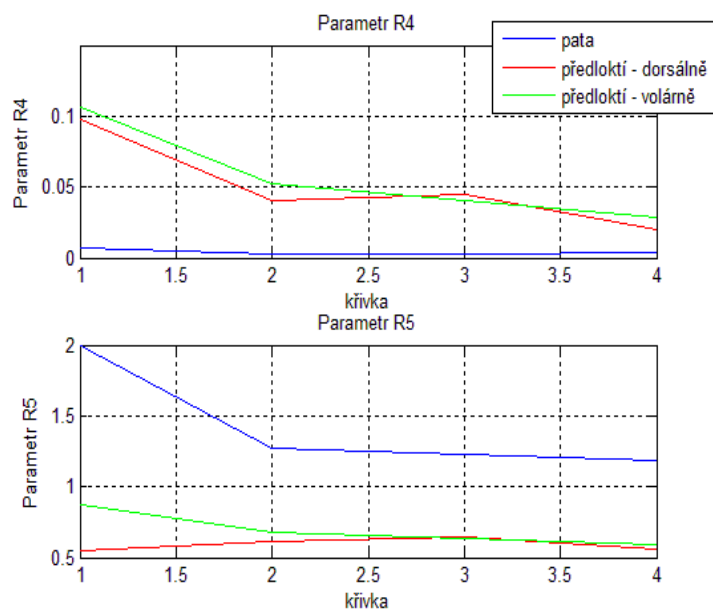
Nejprve byly hodnoty jednotlivých parametrů vykresleny ve spojnicových grafech. Ze spojnicových grafů nelze odvodit mnoho souvislostí, nemají příliš smysl, jelikož vypovídají pouze o rozptylu parametrů. Dle grafů 1-5 lze vidět, že rozptyl parametrů R0, R1, R3, R4, R8 a R9, tedy absolutních parametrů, je větší než rozptyl u parametrů frakcionálních.



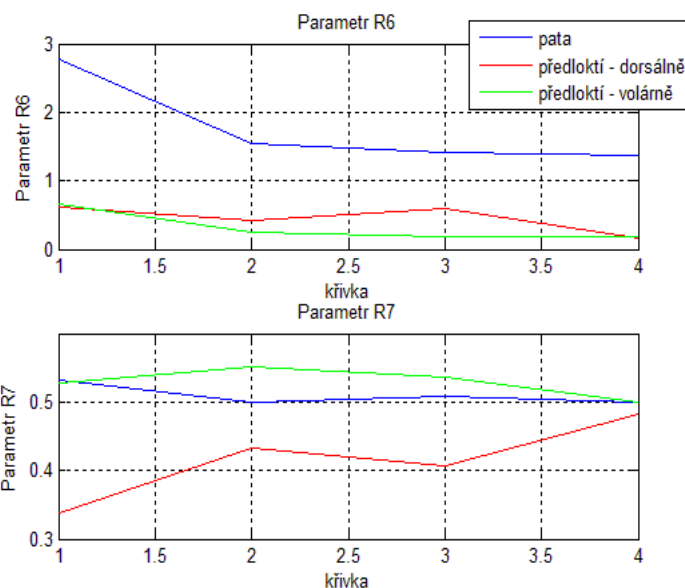
Graf 1: Rozptyl parametru R0 a R1



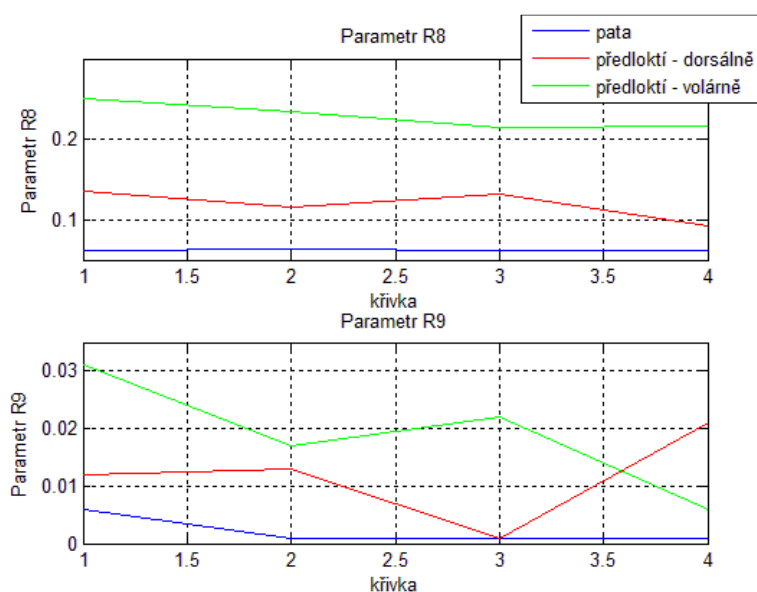
Graf 2: Rozptyl parametru R2 a R3



Graf 3: Rozptyl parametru R4 a R5



Graf 4: Rozptyl parametru R6 a R7



Graf 5: Rozptyl parametru R8 a R9

Po vykreslení spojnicových grafů, jejichž vyobrazení je téměř nic neříkající, byl z naměřených dat proveden test normality.

Test normality byl proveden tak, že pro určitý parametr byly sečteny veškeré naměřené hodnoty ze všech měřicích míst. Tento součet byl dělen celkovým počtem hodnot, tedy v našem případě vždy číslem 28. Tímto výpočtem jsme získali odchylku měření, která byla vždy zaokrouhlena na šest

desetinných míst, abychom dosáhli co nejpřesnějšího výsledku. Poté touto odchylkou byly děleny veškeré naměřené hodnoty daného parametru ve všech sedmi oblastech měření. Níže je uveden příklad výpočtu tohoto testu normality pro parametr R0.

Parametr R0							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,0640	0,1920	0,3030	0,3650	0,2240	0,2890	0,1400	1
0,0660	0,1410	0,2500	0,1980	0,1520	0,2500	0,1320	2
0,0630	0,1400	0,2330	0,1900	0,1480	0,2910	0,1340	3
0,0640	0,1100	0,2180	0,1870	0,1420	0,2570	0,1480	4

Tabulka 5: Hodnoty pro parametr R0

Vzorový matematický výpočet pro parametr R0:

$$n = \frac{\sum x_1 + x_2 + \dots + x_n}{p} = \frac{x_m}{p}$$

x_m = naměřené hodnoty

p = počet hodnot v tabulce

n = normalizace

$$x_m = 0,0640 + 0,0660 + 0,0630 + 0,0640 + 0,1920 + 0,1410 + 0,1400 + 0,100 + 0,3030 + 0,2500 + 0,2330 + 0,2180 + 0,365 + 0,198 + 0,190 + 0,187 + 0,224 + 0,152 + 0,148 + 0,142 + 0,289 + 0,250 + 0,291 + 0,257 + 0,140 + 0,132 + 0,134 + 0,148 = \underline{5,091}$$

$$n = \frac{5,091}{28}$$

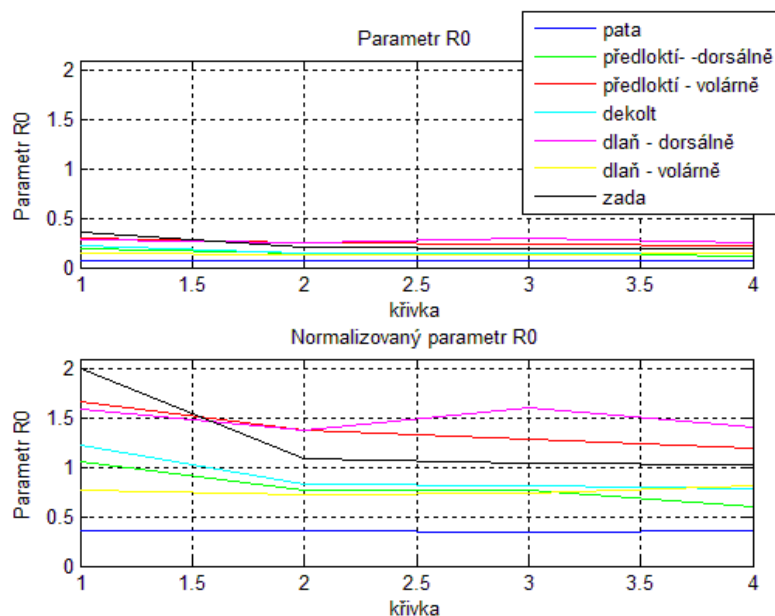
$$n = \underline{0,181\ 821}$$

Výslednou hodnotou, tedy odchylkou, bylo děleno každé číslo v Tabulka 5 a vytvořena nová tabulka s hodnotami pro normalizovaný parametr R0. Tabulka 6: představuje normalizovaný soubor hodnot parametru R0.

Normalizace parametru R0							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,351995	1,055984	1,666474	2,007469	1,231981	1,589475	0,769988	1
0,362994	0,775488	1,374979	1,088983	0,835987	1,374979	0,725989	2
0,346495	0,769988	1,281480	1,044984	0,813987	1,600475	0,736989	3
0,351995	0,604991	1,198981	1,028484	0,780988	1,413478	0,813987	4

Tabulka 6: Hodnoty normalizovaného parametru R0

Graficky byly srovnány hodnoty parametru R0 a hodnoty normalizovaného parametru R0. Tímto způsobem byly zpracovány všechny R parametry.



Graf 6: Srovnání parametru R0 před a po normalizaci

Z grafu 6 vyplývá, že hodnoty nenormálního rozložení parametru R0 (před normalizací) se pohybovaly od hodnoty 0,0630 do maximálních 0,3650. Po provedené normalizaci se zvýšil rozptyl hodnot, a proto se hodnoty v druhé části grafu pohybovaly v rozsahu od 0,346495 do 2,007469.

Tímto způsobem byly zpracovány všechny R parametry.

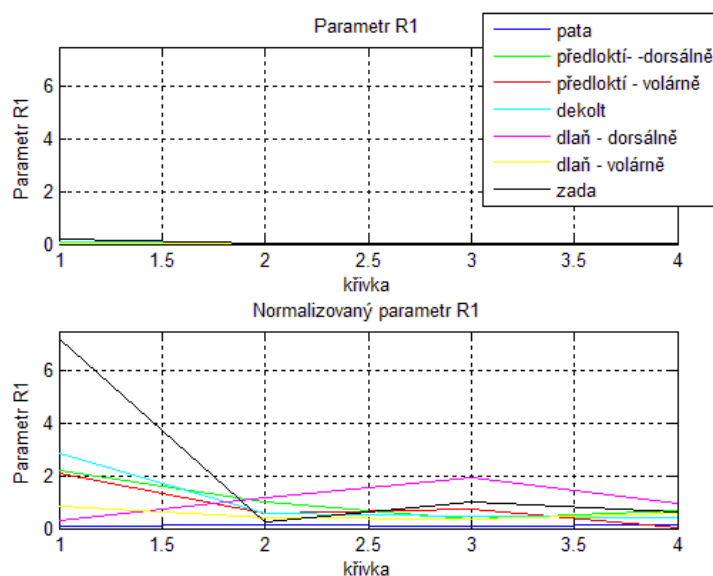
Parametr R1							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,0020	0,0560	0,0530	0,1830	0,0730	0,0070	0,0220	1
0,0030	0,0250	0,0150	0,0060	0,0150	0,0300	0,0110	2
0,0020	0,0090	0,0180	0,0250	0,0120	0,0490	0,0090	3
0,0030	0,0170	0,0010	0,0160	0,0100	0,0240	0,0150	4

Tabulka 7: Hodnoty pro parametr R1

Vypočítaná hodnota: 0,025 393

Normalizace parametru R1							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,078762	2,205332	2,087189	7,206711	2,874808	0,275667	0,866380	1
0,118143	0,984523	0,590714	0,236286	0,590714	1,181428	0,433190	2
0,078762	0,354428	0,708857	0,984523	0,472571	1,929666	0,354428	3
0,118143	0,669476	0,039381	0,630095	0,393809	0,945142	0,590714	4

Tabulka 8: Hodnoty normalizovaného parametru R1



Graf 7: Srovnání parametru R1 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R1 se pohybovaly od hodnoty 0,001 do maximálních 0,1830. Po provedené normalizaci se zvýšil rozptýl hodnot, a proto se hodnoty v druhé části grafu pohybovaly v rozsahu od 0,039381 do 7,206711.

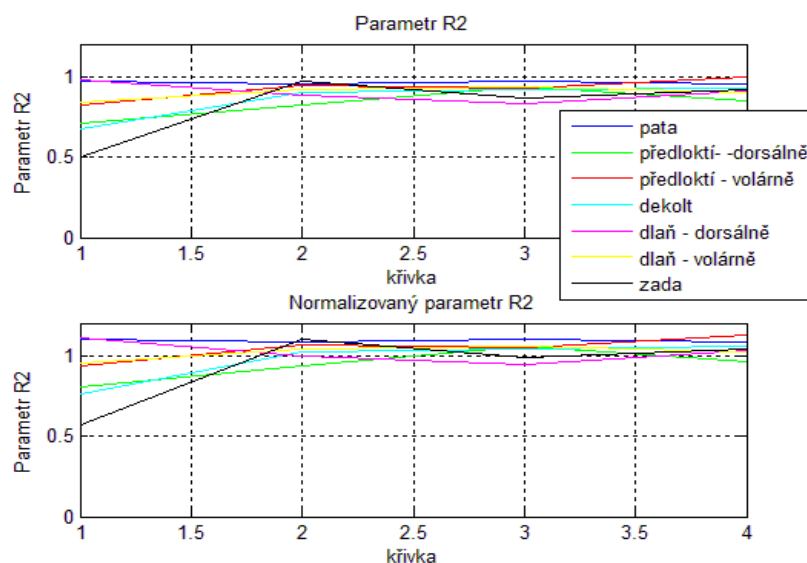
Parametr R2							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,9688	0,7083	0,8251	0,4990	0,6740	0,9760	0,8430	1
0,9545	0,8227	0,9400	0,9700	0,9010	0,8800	0,9170	2
0,9683	0,9357	0,9227	0,8680	0,9190	0,8320	0,9330	3
0,9531	0,8455	0,9954	0,9140	0,9300	0,9070	0,8990	4

Tabulka 9: Hodnoty pro parametr R2

Vypočítaná hodnota: 0,882 218

Normalizace parametru R2							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
1,098141	0,802863	0,935256	0,565620	0,763984	1,106303	0,955546	1
1,081932	0,932536	1,065496	1,099501	1,021290	0,997486	1,039426	2
1,097575	1,060622	1,045887	0,983884	1,041693	0,943078	1,057562	3
1,080345	0,958380	1,128293	1,036025	1,054161	1,028091	1,019023	4

Tabulka 10: Hodnoty pro normalizovaný parametr R2



Graf 8: Srovnání parametru R2 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R2 se pohybovaly od hodnoty 0,4990 do maximálních 0,9954. Po provedené normalizaci se rozptyl hodnot změnil pouze minimálně, a proto jsou oba grafy zobrazeny téměř shodně. Hodnoty v druhé části grafu se pohybovaly v rozsahu od 0,565620 do 1,128293.

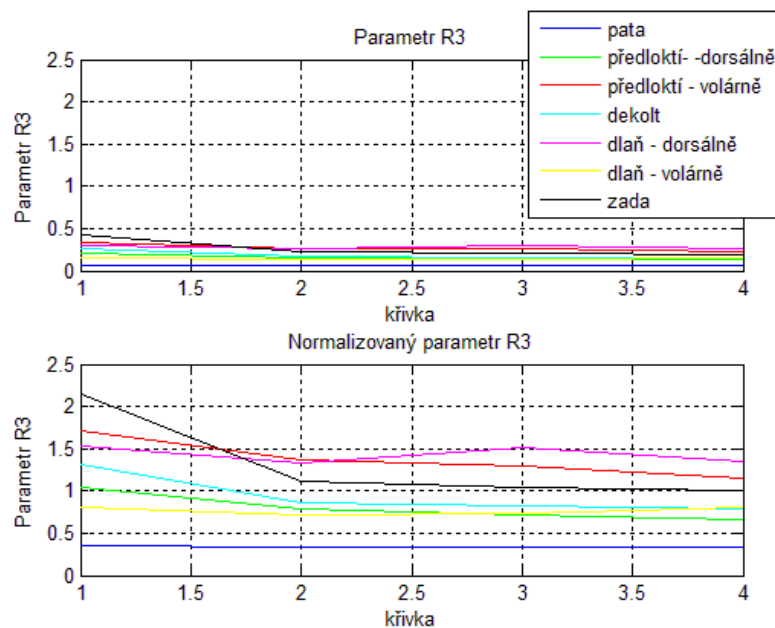
Parametr R3							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,0700	0,2040	0,3340	0,4190	0,2560	0,3000	0,1590	1
0,0670	0,1540	0,2670	0,2190	0,1690	0,2610	0,1410	2
0,0640	0,1390	0,2550	0,2040	0,1630	0,2960	0,1430	3
0,0650	0,1310	0,2240	0,1970	0,1550	0,2650	0,1570	4

Tabulka 11: Hodnoty pro parametr R3

Vypočítaná hodnota: 0,195 643

Normalizace parametru R3							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,357795	1,042716	1,707191	2,141656	1,308506	1,533405	0,812705	1
0,342461	0,787148	1,364731	1,119386	0,863818	1,334063	0,720700	2
0,327126	0,710148	1,303394	1,042716	0,833150	1,512950	0,730923	3
0,332238	0,669587	1,144493	1,006936	0,792259	1,354508	0,802482	4

Tabulka 12: Hodnoty pro normalizovaný parametr R3



Graf 9: Srovnání parametru R3 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R3 se pohybovaly od hodnoty 0,0640 do maximálních 0,4190. Po provedené normalizaci se zvýšil rozptyl hodnot, a proto se hodnoty v druhé části grafu pohybovaly v rozsahu od 0,327126 do 2,141656.

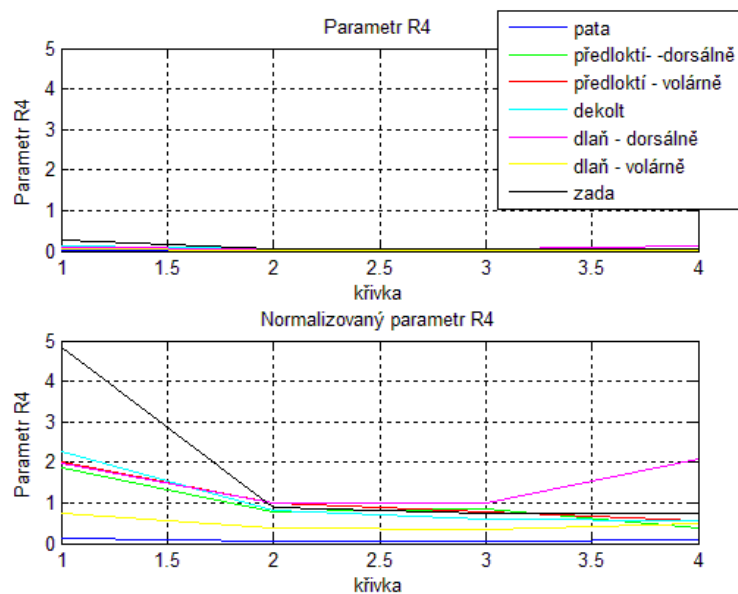
Parametr R4							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,0070	0,0980	0,1060	0,2550	0,1200	0,1050	0,0400	1
0,0030	0,0410	0,0520	0,0460	0,0440	0,0520	0,0200	2
0,0030	0,0450	0,0410	0,0390	0,0310	0,0530	0,0190	3
0,0040	0,0200	0,0290	0,0400	0,0300	0,1110	0,0260	4

Tabulka 13: Hodnoty pro parametr R4

Vypočítaná hodnota: 0,052 857

Normalizace parametru R4							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,132433	1,854059	2,005411	4,824337	2,270276	1,986492	0,756759	1
0,056757	0,775678	0,983786	0,870273	0,832435	0,983786	0,378379	2
0,056757	0,851354	0,775678	0,737840	0,586488	1,002705	0,359460	3
0,075676	0,378979	0,548650	0,756759	0,567569	2,100006	0,491893	4

Tabulka 14: Hodnoty pro normalizovaný parametr R4



Graf 10: Srovnání parametru R4 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R4 se pohybovaly od hodnoty 0,0030 do maximálních 0,2550. Po provedené normalizaci se zvýšil rozptyl hodnot, a proto se hodnoty v druhé části grafu pohybovaly v rozsahu od 0,056757 do 4,824337.

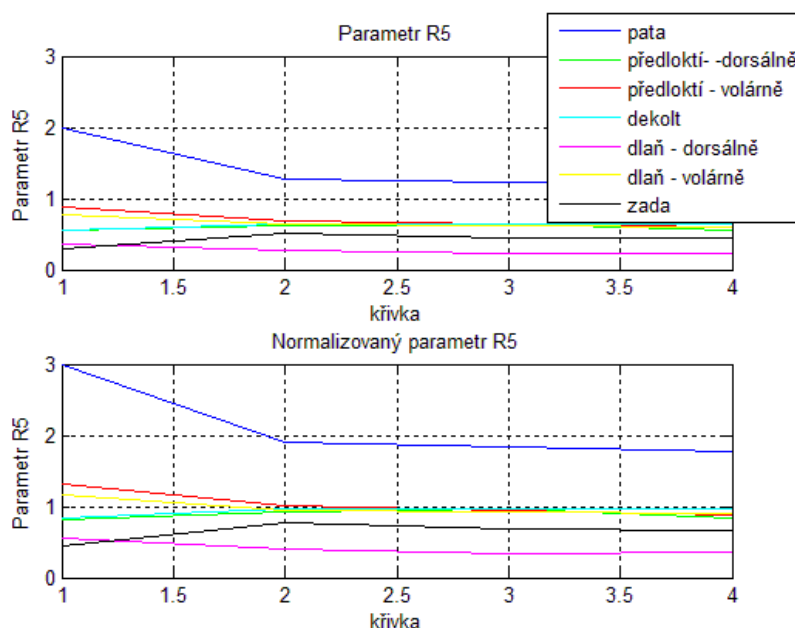
Parametr R5							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
2,0000	0,5462	0,8743	0,2990	0,5560	0,3650	0,7720	1
1,2692	0,6162	0,6832	0,5110	0,6420	0,2670	0,6350	2
1,2308	0,6477	0,6378	0,4530	0,6440	0,2210	0,6210	3
1,1852	0,5638	0,5956	0,4370	0,6460	0,2350	0,6030	4

Tabulka 15: Hodnoty pro parametr R5

Vypočítaná hodnota: 0,669 893

Normalizace parametru R5							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
2,985551	0,815354	1,305134	0,446340	0,839983	0,544863	1,152423	1
1,894631	0,919848	1,019864	0,762808	0,958362	0,398571	0,947913	2
1,837308	0,966871	0,952092	0,676227	0,961348	0,329903	0,927014	3
1,769238	0,841627	0,889097	0,652343	0,964333	0,350802	0,900144	4

Tabulka 16: Hodnoty pro normalizovaný parametr R5



Graf 11: Srovnání parametru R5 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R5 se pohybovaly od hodnoty 0,2210 do maximálních 2,0000. Po provedené normalizaci se rozptýl hodnot změnil pouze minimálně, a proto jsou oba grafy zobrazeny téměř shodně. Hodnoty v druhé části grafu se pohybovaly v rozsahu od 0,329903 do 2,985551.

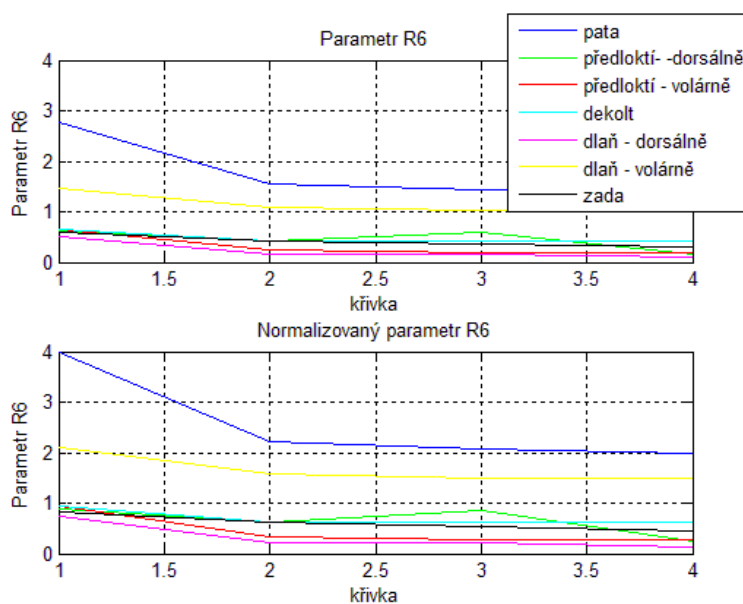
Parametr R6							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
2,7647	0,6134	0,6557	0,5800	0,6590	0,5050	1,4560	1
1,5385	0,4242	0,2376	0,4240	0,4340	0,1520	1,0950	2
1,4231	0,5909	0,1888	0,3670	0,4230	0,1500	1,0300	3
1,3704	0,1702	0,1913	0,3170	0,4340	0,0980	1,0270	4

Tabulka 17: Hodnoty pro parametr R6

Vypočítaná hodnota: 0,689 993

Normalizace parametru R6							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
4,006852	0,8889950	0,9502990	0,840059	0,955082	0,731891	2,110166	1
2,229733	0,6147890	0,3443510	0,614499	0,628992	0,220292	1,586973	2
2,062485	0,8563850	0,2736260	0,531889	0,61305	0,217394	1,492769	3
1,986288	0,2466690	0,2772490	0,459425	0,628992	0,142030	1,488421	4

Tabulka 18: Hodnoty pro normalizovaný parametr R6



Graf 12: Srovnání parametru R6 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R6 se pohybovaly od hodnoty 0,0980 do maximálních 2,7647. Po provedené normalizaci se rozptyl hodnot změnil pouze minimálně, a proto jsou oba grafy zobrazeny téměř shodně. Hodnoty v druhé části grafu se pohybovaly v rozsahu od 0,142030 do 4,006852.

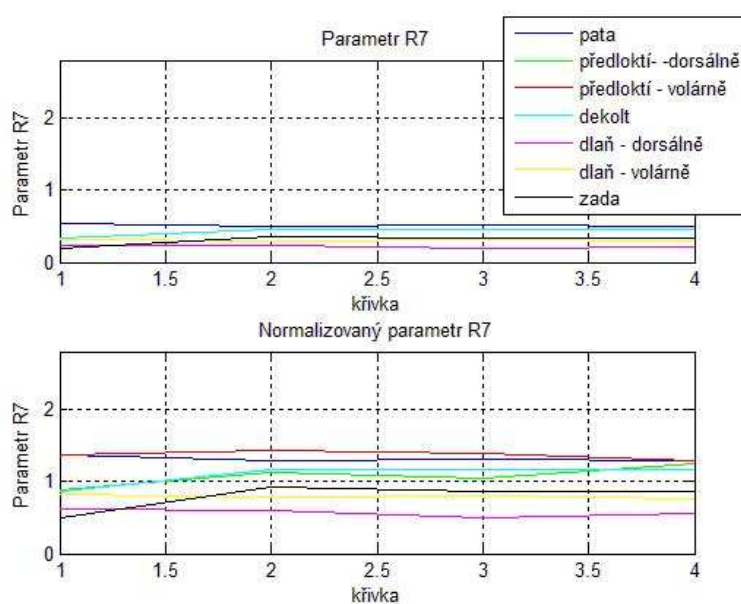
Parametr R7							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,5313	0,3385	0,5281	0,1890	0,3350	0,2420	0,3140	1
0,5000	0,4326	0,5520	0,3590	0,4470	0,2320	0,3030	2
0,5079	0,4071	0,5365	0,3320	0,4530	0,1920	0,3060	3
0,5000	0,4818	0,5000	0,3320	0,4510	0,2140	0,2970	4

Tabulka 19: Hodnoty pro parametr R7

Vypočítaná hodnota: 0,386 207

Normalizace parametru R7							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
1,3756870	0,8764730	1,3674010	0,489375	0,867410	0,626607	0,813035	1
1,2946430	1,1201250	1,4292850	0,929553	1,157410	0,600714	0,784553	2
1,3150980	1,0540979	1,3891510	0,859643	1,172940	0,497143	0,792321	3
1,2946430	1,2475180	1,2946430	0,859643	1,167768	0,554107	0,769018	4

Tabulka 20: Hodnoty pro normalizovaný parametr R7



Graf 13: Srovnání parametru R7 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R6 se pohybovaly od hodnoty 0,1890 do maximálních 0,5520. Po provedené normalizaci se rozptýl hodnot změnil pouze minimálně, a proto jsou oba grafy zobrazeny téměř shodně. Hodnoty v druhé části grafu se pohybovaly v rozsahu od 0,489375 do 1,4292850.

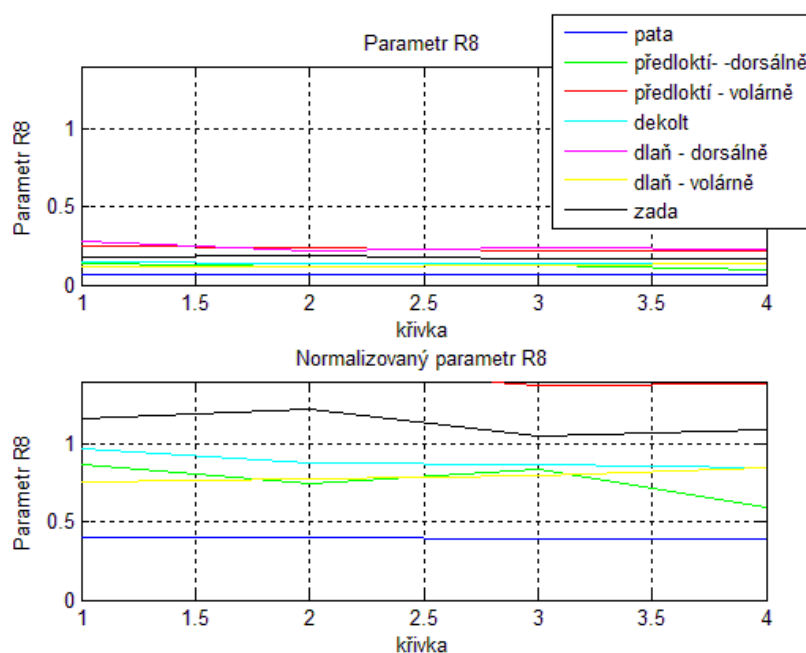
Parametr R8							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,0620	0,1360	0,2500	0,1820	0,1510	0,2820	0,1180	1
0,0630	0,1160	0,2350	0,1920	0,1370	0,2200	0,1210	2
0,0610	0,1310	0,2150	0,1650	0,1360	0,2420	0,1250	3
0,0610	0,0930	0,2170	0,1710	0,1320	0,2330	0,1330	4

Tabulka 21: Hodnoty pro parametr R8

Vypočítaná hodnota: 0,156 429

Normalizace parametru R8							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,3963460	0,8694040	1,5981690	1,163467	0,965294	1,802735	0,754336	1
0,4027390	0,7415500	1,5022790	1,227394	0,875797	1,406389	0,773513	2
0,3899530	0,8374410	1,3744250	1,054792	0,869404	1,547028	0,799085	3
0,3899530	0,5945190	1,3872110	1,093148	0,843833	1,489494	0,850226	4

Tabulka 22: Hodnoty pro normalizovaný parametr R8



Graf 14: Srovnání parametru R8 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R8 se pohybovaly od hodnoty 0,0610 do maximálních 0,2820. Po provedené normalizaci se zvýšil rozptyl hodnot, a proto se hodnoty v druhé části grafu pohybovaly v rozsahu od 0,3899530 do 1,802735.

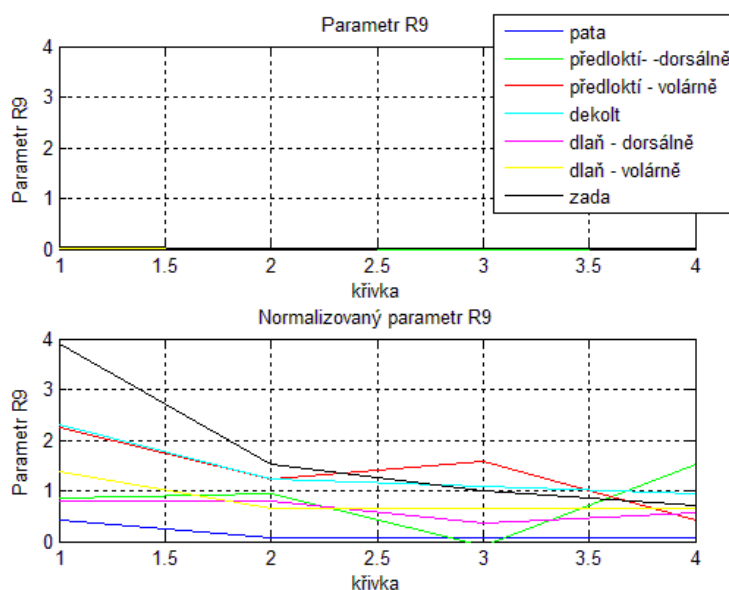
Parametr R9							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,0060	0,0120	0,0310	0,0540	0,0320	0,0110	0,0190	1
0,0010	0,0130	0,0170	0,0210	0,0170	0,0110	0,0090	2
0,0010	-0,0010	0,0220	0,0140	0,0150	0,0050	0,0090	3
0,0010	0,0210	0,0060	0,0100	0,0130	0,0080	0,0090	4

Tabulka 23: Hodnoty pro parametr R9

Vypočítaná hodnota: 0,013 821

Normalizace parametru R9							
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Záda interscap.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Křivka
0,434122	0,868244	2,242964	3,907098	2,315317	0,795889	1,37472	1
0,072354	0,940598	1,230012	1,519427	1,230012	0,79589	0,651183	2
0,072354	-0,072354	1,591781	1,012951	1,085305	0,361768	0,651183	3
0,072354	1,519427	0,434122	0,723537	0,940598	0,578829	0,651183	4

Tabulka 24: Hodnoty pro normalizovaný parametr R9



Graf 15: Srovnání parametru R9 před a po normalizaci

Hodnoty nenormálního rozložení parametru R9 se pohybovaly od hodnoty -0,0010 do maximálních 0,0540. Po provedené normalizaci se zvýšil rozptyl hodnot, a proto se hodnoty v druhé části grafu pohybovaly v rozsahu od -0,072354 do 3,907098.

Grafy vykazují skutečnost, že aplikací testu normalizace na datech absolutních parametrů vzniká velký rozptyl. V opačném případě při aplikaci testu normalizace na datech parametrů frakcionálních se výsledné hodnoty změnily velmi minimálně. Absolutní parametry byly po naměření v nenormálním rozdělení a neprovedením normalizace by došlo ve výsledcích vůči parametrům nacházejících se v normálním rozložení ke značné odchylce. K dalším zpracováním budou použity pouze normalizované hodnoty.

5.1.3 Srovnání kutometrických hodnot dvou dekoltů

Měření viskoelastických vlastností dekoltu u dvou probandů proběhlo na Popáleninovém centru FNO. Proband č. 1 je žena ve věku 40 let běžně používající běžné dostupné kosmetické přípravky, proband č. 2 je žena ve věku 23 let s občasným používáním kosmetických přípravků. Ultrazvukovým měřením nebyl prokázán obecný předpoklad, že tloušťka kůže se ztenčuje s přibývajícím věkem. Proband č. 1 vykazoval při měření vyšších hodnot epidermis (0,3 mm) než proband č. 1 (0,2 mm). Z tohoto důvodu byly oba probandy měřeny kutometrickou diagnostikou, jejíž srovnání výsledků by mělo být s věkovým rozdílem téměř 17 let průkaznější. Hodnoty kutometrických parametrů byly zprůměrovány a jsou uvedeny v Tabulka 25:.

	Proband č. 1, věk: 40 let	Proband č. 2, věk: 23 let
R0	0,1665	0,36075
R1	0,0275	0,02475
R2	0,856	0,93275
R3	0,18575	0,38025
R4	0,05625	0,046
R5	0,622	0,65675
R6	0,4875	0,204
R7	0,4215	0,54675
R8	0,139	0,336
R9	0,01925	0,0195

Tabulka 25: Hodnoty kutometrických parametrů odlišných probandů

Srovnáním jednotlivých parametrů lze objektivně zhodnotit viskoelastické vlastnosti kůže při poměrně velkém věkovém rozdílu. Parametr R0 se projevuje polohou křivky v grafu, čím níže je vykreslena křivka, tím pevnější je kůže ve vyšetřované oblasti. Parametr R0 zjištěný u probandu č. 2 je víc než dvojnásobný oproti parametru R0 zjištěného u probandu č. 1. Značí to pevnější kůži dekoltu probandu č. 1. Vysoká hodnota parametr R1 představuje velmi dobré schopnosti návratu kůže do původního stavu. Lze pozorovat, že proband č. 1 vykazuje opět lepší hodnoty než proband č. 2. Frakcionální parametr R2 vypovídá o elasticitě kůže, jenž je tím elastičtější, čím více se blíží naměřená hodnota číslu 1. Při srovnání lepších hodnot vykazuje proband č. 2. Parametr R3 souvisí s únavovým efektem. Parametr R4 taktéž souvisí s únavovým efektem a schopností redeformace, která vlivem počtu sukci klesá. R4 je ovlivňován stárnutím kůže a s rostoucím věkem jeho hodnota roste. Tento fakt je potvrzen, neboť hodnota parametru R4 u probandu č. 1 je o něco vyšší než hodnota R4 probandu č. 2.

R5 představuje míru elasticity kůže, bližší hodnota 1 značí elastičtější kůži. Hodnota parametru R5 probandu č. 2 je vyšší než hodnota R5 probandu č. 1. Elastičtější kůže je v případě parametru R6 větší, čím je jeho hodnota menší. Proband č. 2 má téměř 2 krát nižší hodnotu oproti probandu č. 1. Bližší hodnota parametru R7 vůči 1 značí lepší elasticitu kůže. Proband č. 2 vykazuje lepší hodnotu, proto je jeho elasticita kůže lepší než v případě probandu č. 1. Parametr R8 se vztahuje ke schopnosti návratu kůže do původního stavu. Čím je hodnota bližší 0, tím je schopnost lepší. V tomto případě lepší schopností návratu kůže do původní polohy disponuje proband č. 1. Poslední parametr R9 představuje menší únavový efekt, čím je hodnota tohoto parametru nižší. Proband č. 1 opět v tomto případě vykazuje lepší hodnotu.

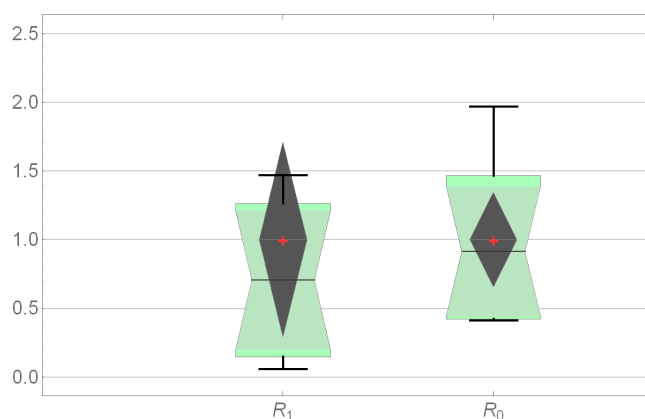
Srovnání potvrzuje vyšší věk probandu č. 1 oproti probandu č. 2 v měřených parametrech R2, R4, R5, R6, R7. Naopak lepších hodnot dosahuje proband č. 1 ve zbývajících měřených parametrech, a to R0, R1, R3, R8 a R9.

5.1.4 Hypotezní testování Conoverovým testem

Conoverův test je řazen mezi neparametrické testy analyzující sílu a významnostní úroveň homogenity rozptylů. Tento statistický test slouží pro porovnání rozptylů proměnných dvou či více skupin a testuje, zda je populační odchylka stejná. Conoverův test spočívá v testování nulové hypotézy H_0 , v případě, že hodnota P je menší nebo rovna určité významnostní úrovni, typicky se jedná o hodnotu 0,05, nulová hypotéza H_0 je zamítnuta. Získané rozdíly ve vzorkových odchylkách jsou nepravděpodobné. Pokud naopak je P-hodnota vyšší než 0,05, nulovou hypotézu H_0 nelze zamítnout.[48]

I. Srovnání absolutních parametrů

a) R0 x R1



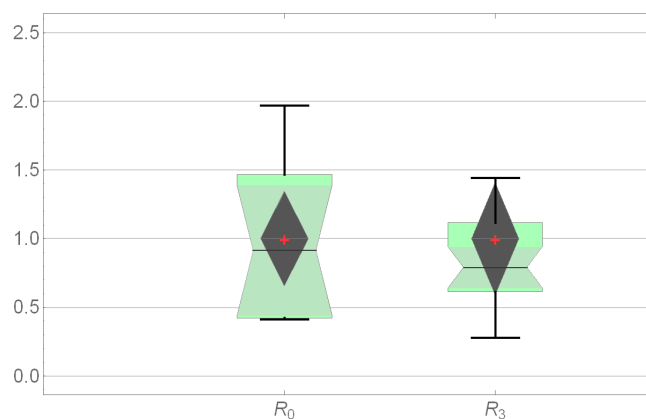
Graf 10: Conoverův test parametrů R0 x R1

	P-Hodnota
Conover	0.5951645406015478

Tabulka 26: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_0 x R_1

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

b) R_0 x R_3



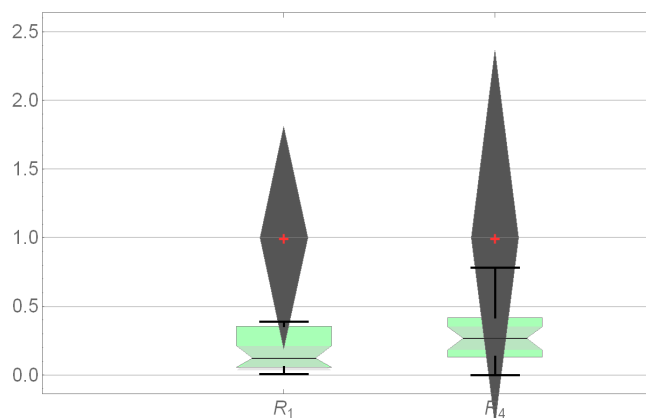
Graf 11: Conoverův test parametrů R_0 x R_3

	P-Hodnota
Conover	0.07074251483737004

Tabulka 27: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_0 x R_3

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

c) **R1 x R4**



Graf 12: Conoverův test parametrů R1 x R4

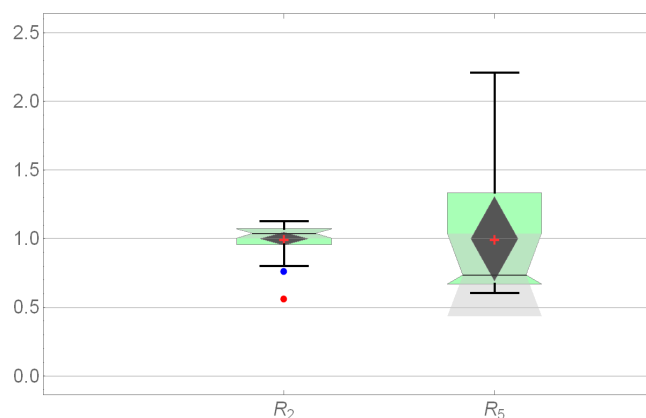
	P-Hodnota
Conover	0.5951645406015478

Tabulka 28: Výsledek Conoverova testu pro parametry R1 x R4

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

II. Srovnání frakcionálních parametrů

a) **R2 x R5**



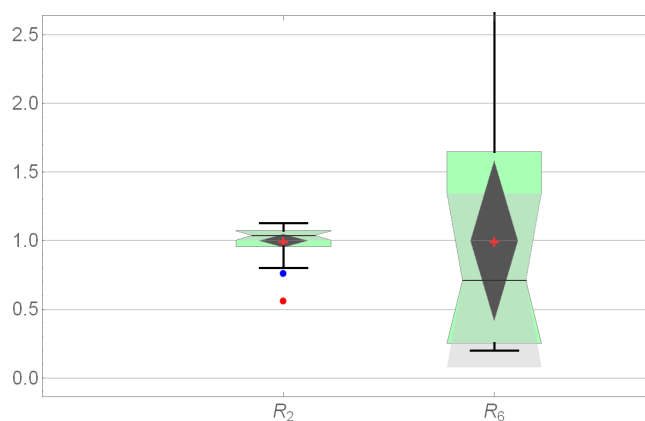
Graf 13: Conoverův test parametrů R2 x R5

	P-Hodnota
Conover	0.010207231529813803

Tabulka 29: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_2 x R_5

Nulová hypotéza H_0 je na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry mají stejné odchylky.

b) R_2 x R_6



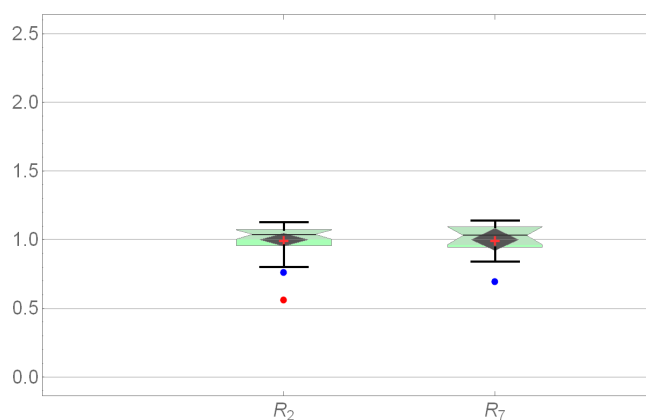
Graf 14: Conoverův test parametrů R_2 x R_6

	P-Hodnota
Conover	0.00018293059779713713

Tabulka 30: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_2 x R_6

Nulová hypotéza H_0 je na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry mají stejné odchylky.

c) **R2 x R7**



Graf 15: Conoverův test parametrů R2 x R7

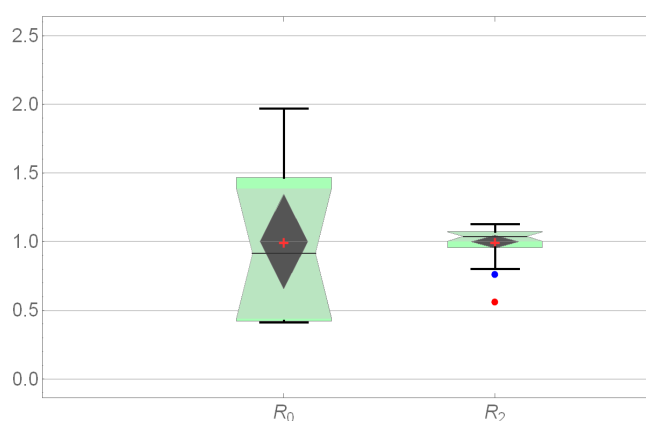
	P-Hodnota
Conover	0.6248176729700105

Tabulka 31: Výsledek Conoverova testu pro parametry R2 x R7

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nevykazují stejných odchylek.

III. Srovnání parametru absolutního versus frakcionální

a) **R0 x R2**



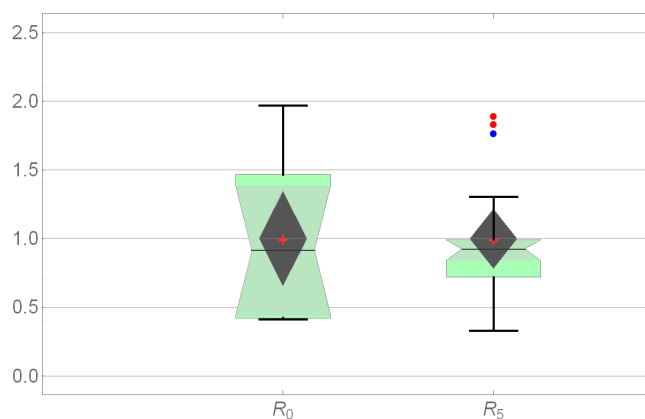
Graf 16: Conoverův test parametrů R0 x R2

	P-Hodnota
Conover	0.00004720147175037109

Tabulka 32: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_0 x R_2

Nulová hypotéza H_0 je na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry mají stejné odchylky.

b) R_0 x R_5



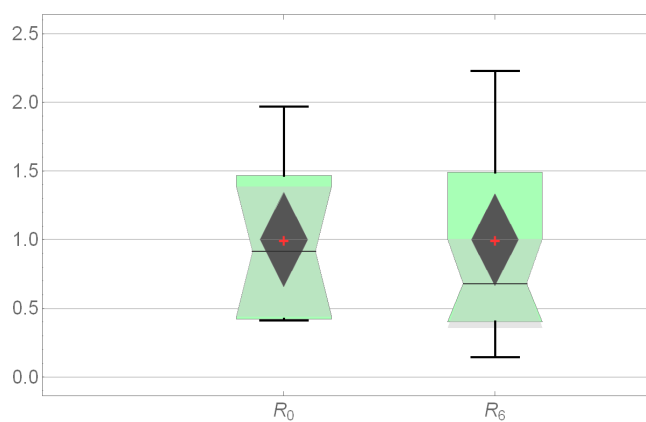
Graf 17: Conoverův test parametrů R_0 x R_5

	P-Hodnota
Conover	0.1621531437912656

Tabulka 33: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_0 x R_5

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

c) R0 x R6



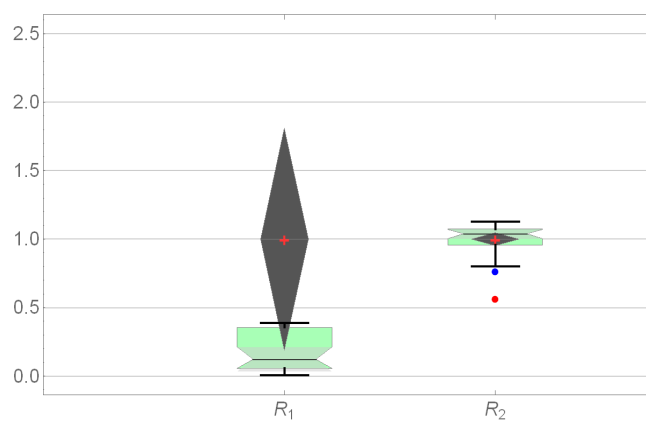
Graf 18: Conoverův test parametrů R_0 x R_6

	P-Hodnota
Conover	0.8498767038478993

Tabulka 34: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_0 x R_6

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

d) R1 x R2



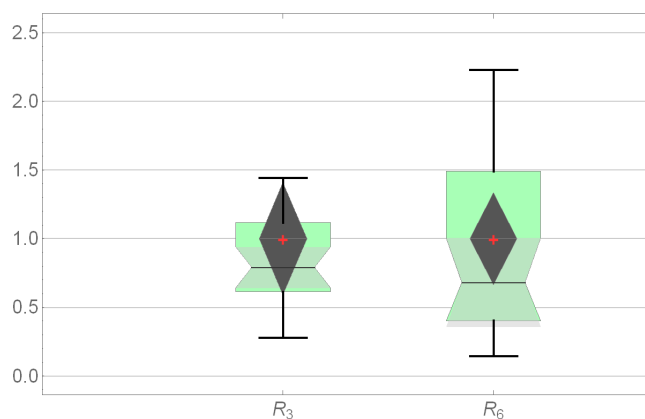
Graf 19: Conoverův test parametrů R_1 x R_2

	P-Hodnota
Conover	0.028955644536436658

Tabulka 35: Výsledek Conoverova testu pro parametry $R_1 \times R_2$

Nulová hypotéza H_0 je na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry mají stejné odchylky.

e) **$R_3 \times R_6$**



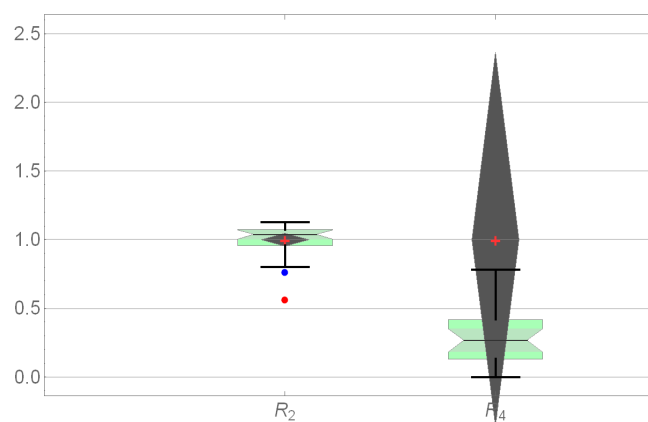
Graf 20: Conoverův test parametrů $R_3 \times R_6$

	P-Hodnota
Conover	0.16425907077124594

Tabulka 36: Výsledek Conoverova testu pro parametry $R_3 \times R_6$

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

f) R2 x R4



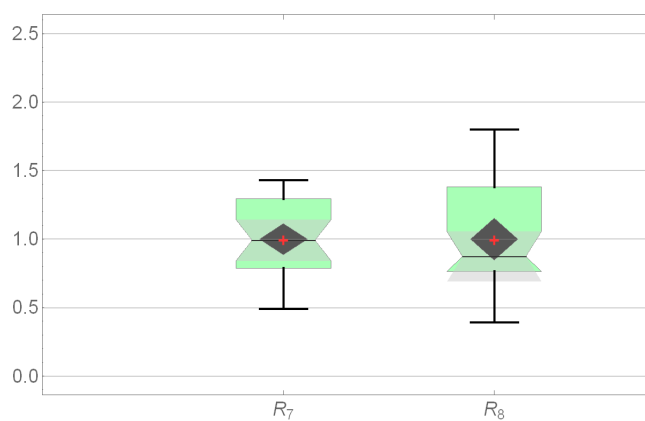
Graf 21: Conoverův test parametrů R2 x R4

	P-Hodnota
Conover	0.006543058697804373

Tabulka 37: Výsledek Conoverova testu pro parametry R2 x R4

Nulová hypotéza H_0 je na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry mají stejné odchylky.

g) R8 x R7



Graf 22: Conoverův test parametrů R7 x R8

	P-Hodnota
Conover	0.1761999851311388

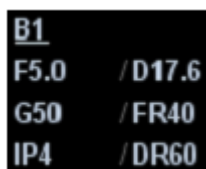
Tabulka 38: Výsledek Conoverova testu pro parametry $R7 \times R8$

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testované parametry nemají stejné odchylky.

5.2 Postup při reálném měření tloušťky kůže pro zkoumání viskoelastických parametrů kůže

Měření tloušťky kůže proběhlo na Katedře kybernetiky a elektrotechniky FEI, VŠB-TUO (dále jen katedra) za pomoci ultrasonografu Mindray M7. Původně mělo měření probíhat za použití ultrasonografu Venue 40, jenž se nachází na Popáleninovém centru FNO, a jehož využití na oddělení je téměř každodenní. Po základních testovacích měřeních bylo zjištěno, že nevyhovuje našim požadavkům, zejména se jedná o export naměřených dat. Data pro jejich následné zpracování nelze přehrát na žádné přenosné zařízení (flash disk, CD). Ultrasonograf Venue 40 pro tuto práci nelze použít, avšak pro běžné úkony probíhající na Popáleninovém centru FNO je tento ultrasonograf zcela vyhovující. Blíže v příloze č.1.

Měření ultrasonografem Mindray M7 vyžaduje pro měření v módě B nastavení určitých parametrů. Hodnoty parametrů v reálném čase lze vidět v levém horním rohu obrazovky přístroje.



Obrázek 17: Parametry B modu

Před měřením lze nastavovat tyto hodnoty a během měření je měnit. Parametr B1 označuje vyšetřovací režim, který je v danou chvíli nastaven. F5.0 představuje pracovní frekvenci aktuální připojené sondy, v případě, že bude zobrazeno FH, jedná se o harmonickou frekvenci.¹⁰ Harmonické zobrazení zvyšuje rozlišení obrazu, omezuje nízkofrekvenční hluk¹¹ a velikost amplitudy pro zlepšení výsledného obrazu malých částí. S nastavenou frekvencí souvisí i hloubka průniku zobrazení vzorku, jenž je vyjádřeno zkratkou D17.6. Průnik zde dosahuje 17,6 cm do hloubky tkáně. Následujícím

10

Harmonické frekvence jsou v literatuře označovány také jinými slovy periodické kmity.

11

Nízkofrekvenční hluk je akustický signál výhradně rušivého charakteru.

vyobrazeným parametrem je G50, tedy gain-zesílení. Nastavením tohoto parametru umožňujeme provádět zesílení celé přijímané informace. Při zvýšení zesílení dochází k oživení obrazu, avšak nevýhodou je možnost zesílení i nežádoucího rušivého hluku. Parametr FR40 představuje frekvenci počtu snímků za sekundu v reálném čase. Nepřímo úměrně souvisí s nastavenou hloubkou průniku. Parametr IP¹² je kombinací několika parametrů pro zpracování obrazu sloužící pro rychlou optimalizaci. IP parametr kombinuje dynamický rozsah, iClear pro rozlišitelnost hranic v obraze, perzistenci pro odstranění šumu v obraze a Smooth pro potlačení nežádoucího hluku a vyhlazení obrazu. Parametr DR60 definuje dynamický rozsah, jenž je používán k nastavení rozlišení obrazu a vede ke snížení nebo rozšíření rozsahu vyobrazené šedé barvy na displeji. Informace je přesnější, kontrast je snížen [43].

Tyto parametry jsou po nastavení stále viditelné v levém horním rámečku, při měření lze však nastavovat další parametry jako jsou kompenzace zesílení (TGC), hustota řádku vypovídající o kvalitě a informaci obrazu, mapu šedi, iTouch pro optimalizaci obrazu podle aktuálních vlastností tkáně a jiné.

5.2.1 Metodika měření

Měření tloušťky kůže bylo provedeno celkově na dvou odlišných probandech a jednom fantomu v laboratorních podmínkách na katedře. Teplota prostředí byla odečtena z klasického rtuťového teploměru a její hodnota se po celou dobu měření pohybovala v rozsahu 21–22°C, relativní vlhkost vzduchu se pohybovala dle standardních podmínek, které činí 40–50 %. Měření proběhlo v odpoledních hodinách a na předem daných místech. Důležitým faktorem pro ultrazvukové zkoumání hloubkových parametrů relevantních viskoelastickým parametrům je dodržení měření na identických místech, na nichž bylo provedeno testování přístrojem Cutometer[®]MPA 580.

Ultrasonograf Mindray M7 byl před měřením zkontrolován, zda jsou jeho funkce normální. Pro měření byla zvolena lineární sonda s technickým označením L12–4S. Nejvyšší možnou využitou frekvencí při tomto měření je pouze 11 MHz. Pro vyšetřování tloušťky kůže je neoptimálnější použití vysokofrekvenčního ultrasonografu a sondy pracující s frekvencí 20–150 MHz, bohužel měření s takto vysokou frekvencí nebylo dostupné. Využitím frekvence 11 MHz nedosahujeme takového rozlišení a obraz není tak podrobný jako zobrazení frekvencemi přímo určenými k těmto úkonům. Avšak přes svou nízkou hodnotu frekvence je dosaženo dostatečného rozlišení v oblasti základních kožních struktur.

Po uvedení přístroje Mindray M7 do chodu, zapojení lineární sondy a následném nastavení všech potřebných parametrů pro vyšetřování tloušťky kožních struktur je potřebné zanést do systému nového pacienta a následně vypsát všechny jeho parametry. V rámci tohoto měření postačí uvést pouze příjmení, věk a pohlaví probandu. Následuje konkretizace typu vyšetření, z nabídky lze vybrat vyšetření abdominální, gynekologické, porodnické, kardiologické, vaskulární, urologické,

12

IP je zkratkou anglického slovního spojení Image Processing [43]

pediatrické a vyšetření malých částí. V případě měření tloušťky kůže nelze vybrat jinak než vyšetření v režimu abdominálním (ABD) a podrežim superficialis. Tento měřicí mód je jediný, který je možné využít pro takto specifické vyšetření struktur kůže.

Měření proběhlo na předem stanovených lokalitách identických s lokalitami využitými pro měření kutometrických parametrů kůže. První měření bylo zaměřeno na měření tloušťky kůže dlaně ruky dorsálně a volárně, předloktí dorsálně, předloktí volárně, dekolt, záda interscapulárně a patě.

5.2.2 Měření č.1 - fantom

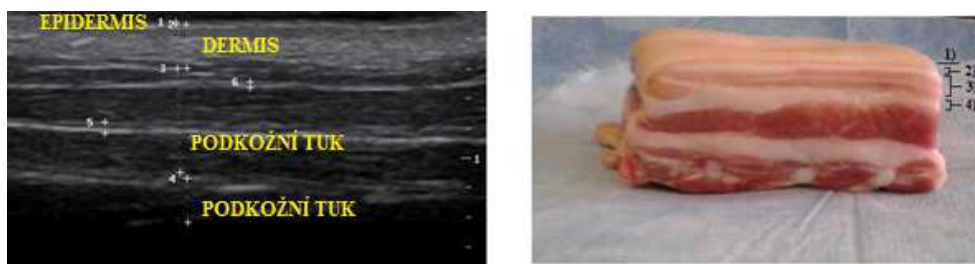
Kontrolní měření bylo provedeno na vepřovém boku, jehož řez strukturou byl zaznamenán fotoaparátem. Vepřový bok byl záměrně vybrán prorostlejší, aby byly jednotlivé struktury nejzřetelnější. Jednotlivé struktury byly měřeny ultrazvukem a pro srovnání přesnosti přístroje i následně manuálně měřeny pomocí školního pravítka. Přesnost ultrazvukového přístroje Mindray M7 lze jen zhruba odhadovat, jelikož tloušťka vrstvy epidermu se pohybuje v desetinách mm, což nejsme schopni pomocí školního pravítka ověřit. Přesnost přístroje byla ověřena na vrstvě svaloviny s podkožním tukem, jehož tloušťka vykazuje vyšší hodnoty (7 mm) již měřitelné pravítkem.



Obrázek 18: Fantom č.1 – manuální měření



Obrázek 19: Fantom č.1 –ultrazvukové měření

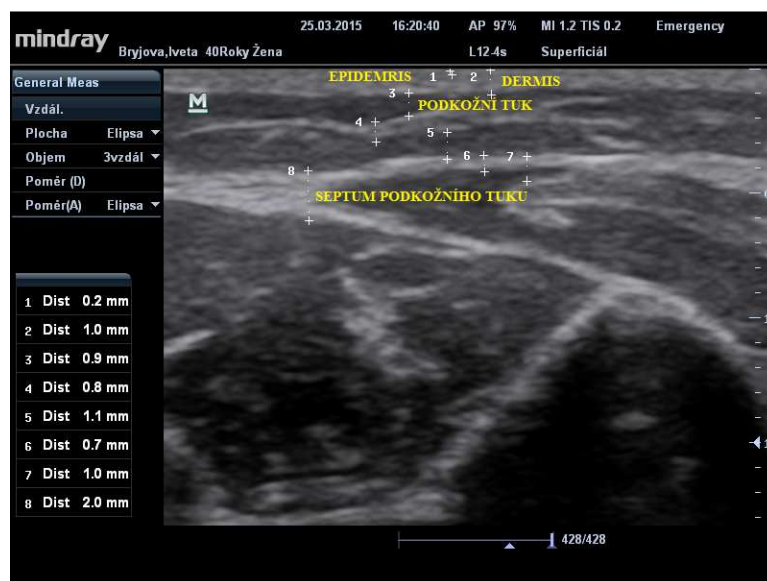


Obrázek 20: Kožní struktury zaznamenané uzv obrazem versus fotodokumentace

Z ultrazvukového obrazu vepřového boku lze vyčíst, že tloušťka epidermu je 0,2 mm, vrstva tlustá 7 mm označuje tukovou tkáň horizontálně protkanou septy tuku. Následuje opět vrstva tuku tlustá 2,9 mm (cca ve středu fantomu) a to v závislosti na lokalizaci měření. Vrstvu masa, tuku a následně žeberní kosti již zobrazeny nejsou.

5.2.3 Měření č. 2

Ultrazvukové měření bylo provedeno na probandu pohlaví ženském ve věku 40 let. Měření byla provedena na místech totožných s místy měření pomocí kutometru. Prvním místem měření bylo předloktí měřeno dorsálně (Obrázek 13). Epidermis dosahuje v této lokalitě 0,2 mm, následuje dermis a podkožní tuk. Měřené vzdálenosti označené čísly 4, 5, 6, 7 a 8 jsou podkožní tuk a nebo septa podkožního tuku (horizontální hyperechogenní části).



Obrázek 21: Předloktí dorsálně, proband č. 1

Na volární straně předloktí byla naměřena tloušťka epidermis 0,2 mm, dermis 0,8 mm přičemž lze poznamenat, že dermis měřený na dorsální straně předloktí dosahoval 1,0 mm. Následuje vrstva tukového podkoží a svalová tkáň tlustá 4,8 mm.



Obrázek 22: Předloktí volárně, proband č. 1

Dekolt byl měřen pro srovnání na dvou probandech. Proband č. 1 byla žena ve věku 40 let. Jako u ostatních lokalit byla změřena tloušťka epidermis, jenž u tohoto probandu dosahovala 0,3 mm, dermis v tloušťce 2,0 mm a následovala tuková tkáň. Proband č. 2 byla také žena ve věku 23 let měřena na

místě, které nejvíce odpovídalo místu měření dekoltu probandu č. 1. Tloušťka epidermis u tohoto probandu dosahovala 0,2 mm, dermis 1,3 mm a následovala taktéž tuková tkáň.



Obrázek 23: Dekolt, proband č. 1



Obrázek 24: Dekolt, proband č. 2

Záda byla měřena v oblasti mezi lopatkami, tedy interscapulárně. Předpoklad, že tloušťka epidermis bude v této oblasti těla dosahovat vyšších hodnot, než na jiných námi měřených místech se vyplnil. Tloušťka epidermis dosahuje v 0,4 mm, dermis 2,8 mm, následuje 4,2 mm podkožního tuku a sval v tloušťce 2,9 mm.



Obrázek 25 Záda interscapulárně, proband č. 1

Na ultrazvukovém snímku dlaně měřené na dorsální straně byly zaznamenány dvě vrstvy, epidermis v tloušťce 1,3 mm a dermis v tloušťce 1,5 mm.



Obrázek 26: Dlaň dorsálně, proband č. 1

Ultrazvukový obraz dlaně měřené volárně popisuje epidermis v tloušťce 1,3 mm a dermis v tloušťce 0,5 mm. Následně je zaznamenána značná vrstva podkožního tuku dosahujícího hodnoty 2,5 mm. Podkožní sval u tohoto měření představuje největší měřenou hodnotu, a to 3,1 mm.



Obrázek 27:Dlaň volární, proband č. 1



Obrázek 28:Pata, proband č. 1

5.2.4 Zpracování a vyhodnocení měřených dat

Měření tloušťky kůže bylo realizováno pomocí ultrazvukového přístroje s nejvyšší možnou frekvencí 11 MHz, a proto bylo možné změřit pouze základní kožní vrstvy. Pro účely této práce postačuje měření pouze vrstvy epidermis, ale pro názornost byly měřeny a popsány tloušťky dermis, podkožního tuku a v některých případech i svalu. V Tabulka 39: jsou zaznamenány hodnoty epidermis pro jednotlivá místa měření, kdy lze pozorovat, že nejvyšších hodnot dosahuje tloušťka na

předpokládaných místech, a to na dlaních a zádech. Nejtenčí vrstva epidermis se naopak vyskytuje na předloktích, kde dosahuje pouhých 0,2 mm.

Lokalita měření	Tloušťka epidermis [mm]
Předloktí dorsálně	0,2
Předloktí volárně	0,2
Dekolt	0,3
Záda interscapulárně	0,4
Dlaň dorsálně	1,3
Dlaň volárně	1,3
Pata	0,5

Tabulka 39: Tloušťka epidermis měřená na různých lokalitách

První srovnání proběhlo v rámci dvou probandů věkově od sebe vzdálených cca 17 let, a to vizuálně na základě naměřených tloušťek epidermis v oblasti dekoltu. S přibývajícím věkem se mění kožní struktura, neboť mimo jiných dochází k úbytku kolagenních vláken, a proto se kůže ztenčuje. Dle obecného předpokladu tloušťka epidermis probandu č. 1 by měla být stejná nebo menší než tloušťka epidermis probandu č. 2. Tento předpoklad splněn nebyl, a proto byly oba probandy testovány kutometrickou diagnostikou v kapitole 5.1.3, jejíž výsledky jsou průkaznější a splňují obecně dané předpoklady.

Využití ultrazvukového měření tloušťky kůže při kutometrické diagnostice je velmi zásadní pro využití adekvátního hodnocení stavu kutometrických vlastností pomocí parametrů absolutních. U absolutních parametrů, jejichž závislost na tloušťce je nezanedbatelná, byl zjištěn signifikantně větší rozptyl než u parametrů frakcionálních. Z tohoto důvodu je důležité korigovat absolutní parametry na tloušťku kůže měřenou ultrazvukem.

Vzhledem k nutnosti zohlednění tloušťky kůže u absolutních parametrů, lze korigovaný parametr, budeme jej značit křížkem např. $R0^{\times}$, zapsat jednoduchou rovnicí:

$$R0^{\times} = R0 \cdot t,$$

přičemž $R0$ představuje absolutní parametr nezohledňující tloušťku měřené oblasti a t [mm] představující naměřenou tloušťku epidermis [45].

Pro výpočet byly postupně použity všechny absolutní parametry, tedy $R0$, $R1$, $R3$, $R4$, $R8$ a $R9$. V následujících řádcích bude popsán způsob výpočtu pro jeden konkrétní parametr $R0$. Prvním krokem bylo provedení zprůměrování 4 hodnot parametru $R0$ odpovídající jednotlivým křivkám. Dle

počtu míst vzniklo 7 odlišných hodnot parametru R0. Každou takto vzniklou hodnotu je důležité násobit tloušťkou odpovídající právě místu, kde proběhlo konkrétní zaznamenání parametru. Problém nastává ve chvíli, kdy je každá hodnota násobena jinou hodnotou tloušťky. Vzniká tak velká odchylka, a proto není možné s těmito hodnotami dále pracovat. Z tohoto důvodu je nutný matematický přepočít zohledňující tloušťku kůže v daném místě měření. Po matematickém přepočítávání a přezkoušení nejrozumnějších variant modifikací tloušťky kůže bylo zjištěno, že aby v hodnotě parametru byla zohledněna tloušťka, je nutné ji vynásobit dvoutisícovou odmocninou naměřené tloušťky. Vzorec přepočtu tedy vypadá takto:

$$R0^x = R0 \cdot \sqrt[2000]{t}$$

Výsledné přepočítané parametry byly srovnány se svými parametry původními, srovnání bylo provedeno ve statistickém programu Wolfram Mathematica v10.0.0 na základě Conoverova testu.

Parametr R0						
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Záda
0,35336975	0,80161275	1,3804785	0,91573575	1,49460175	0,76173825	1,29248

Tabulka 40: Průměry hodnot parametru R0 pro různé lokality

$$R0^x_{pata} = R0_{pata} \cdot \sqrt[2000]{0,5}$$

$$R0^x_{pata} = 0,35336975 \cdot \sqrt[2000]{0,5}$$

$$R0^x_{pata} = 0,353247302$$

Pokud bychom parametr R0 násobili pouze příslušnou tloušťkou, výsledná hodnota by se rovnala 0,176684875, což je polovina původní hodnoty. Při porovnání přepočtu s modifikací tloušťky lze vidět, že odchylka parametru R0^x od původní R0 je pouze 0,00012.

$$R0^x_{předloktí_dors} = R0_{předloktí_dors} \cdot \sqrt[2000]{t}$$

$$R0^x_{předloktí_dors} = 0,80161275 \cdot \sqrt[2000]{0,2}$$

$$R0^x_{předloktí_dors} = 0,800967936$$

U přepočtu parametru R0 měřeného na předloktí dorsálně je odchylka od původního parametru 0,00064.

$$R0^x_{předloktí_vol} = R0_{předloktí_vol} \cdot \sqrt[2000]{t}$$

$$R0^x_{předloktí_vol} = 1,3804785 \cdot \sqrt[2000]{0,2}$$

$$R0^x_{předloktí_vol} = 1,37936805$$

Odchylka přepočteného parametru měřeného na předloktí volárně od původního parametru je 0,00111.

$$R0^{\times}_{dekolt} = R0_{dekolt} \cdot \sqrt[2000]{t}$$

$$R0^{\times}_{dekolt} = 0,91573575 \cdot \sqrt[2000]{0,3}$$

$$R0^{\times}_{dekolt} = 0,915184655$$

Odchylka přepočteného parametru dekoltu od původního parametru je 0,00055.

$$R0^{\times}_{dlaň_dors} = R0_{dlaň_dors} \cdot \sqrt[2000]{t}$$

$$R0^{\times}_{dlaň_dors} = 1,49460175 \cdot \sqrt[2000]{1,3}$$

$$R0^{\times}_{dlaň_dors} = 1,494797828$$

Odchylka přepočteného parametru měřeného na dlani dorsálně od původního parametru je – 0,00020.
V tomto případě vyšla odchylka parametrů v záporných číslech.

$$R0^{\times}_{dlaň_vol} = R0_{dlaň_vol} \cdot \sqrt[2000]{t}$$

$$R0^{\times}_{dlaň_vol} = 0,76173825 \cdot \sqrt[2000]{1,3}$$

$$R0^{\times}_{dlaň_vol} = 0,761838183$$

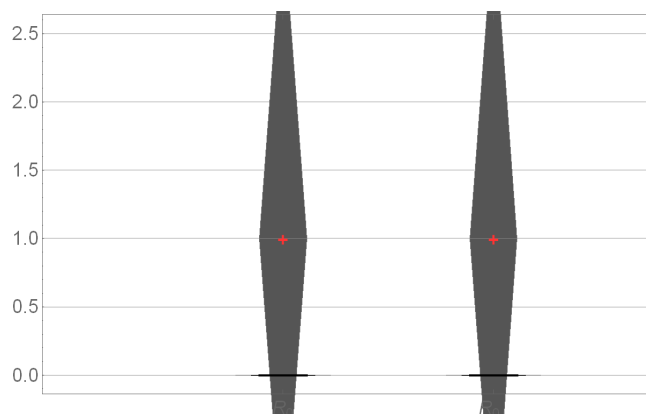
Odchylka přepočteného parametru měřeného na dlani volárně od původního parametru je - 0,0001.
V tomto případě vyšla odchylka parametrů v záporných číslech.

$$R0^{\times}_{záda} = R0_{záda} \cdot \sqrt[2000]{t}$$

$$R0^{\times}_{záda} = 1,29248 \cdot \sqrt[2000]{0,4}$$

$$R0^{\times}_{záda} = 1,291887992$$

Odchylka přepočteného parametru měřeného na zádech od původního parametru je 0,00059.



*Graf 23: Srovnání původního R_0 a přepočteného parametru R_0^**

	P-Hodnota
Conover	0,0344643

*Tabulka 41: Výsledek Conoverova testu pro parametry R_0 x R_0^**

Nulová hypotéza H_0 je na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testovaný původní parametr a přepočítaný parametr mají stejné odchylky.

Uvedená modifikace přepočtu tloušťky na konkrétní parametr platí pro všechny absolutní parametry. Jako důkaz jsou uvedeny přepočty všech absolutních parametrů měřených na všech 7 místech.

Parametr R1						
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Záda
0,0984525	1,05343975	0,85653525	1,0829755	1,08297575	0,561178	2,26440375

Tabulka 42: Průměry hodnot parametru R1 pro různé lokality

$$R1^{\times}_{pata} = 0,0984525 \cdot \sqrt[2000]{0,5} = \underline{0,098418384}$$

$$R1^{\times}_{předloktí_dors} = 1,05343975 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{1,052592368}$$

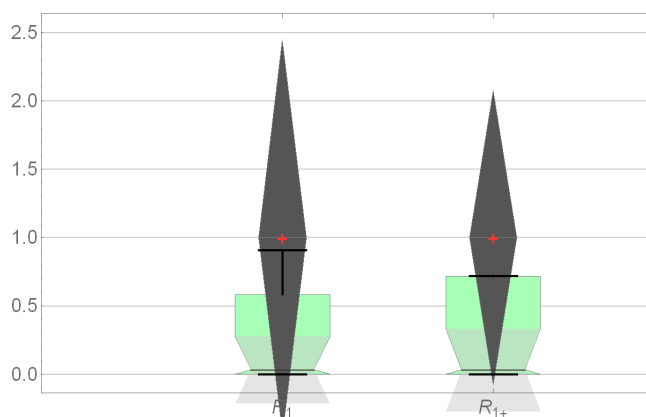
$$R1^{\times}_{předloktí_vol} = 0,85653525 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{0,855846257}$$

$$R1^{\times}_{dekolt} = 1,0829755 \cdot \sqrt[2000]{0,3} = \underline{1,08232376}$$

$$R1^{\times}_{dlaň_dors} = 1,08297575 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{1,083117826}$$

$$R1^{\times}_{dlaň_vol} = 0,561178 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{0,561251621}$$

$$R1^{\times}_{záda} = 2,2644375 \cdot \sqrt[2000]{0,4} = \underline{2,263400269}$$



Graf 24: Srovnání původního R1 a přepočteného parametru R1^x

	P-Hodnota
Conover	0,552744

Tabulka 43: Výsledek Conoverova testu pro parametry R1 x R1^x

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testovaný původní parametr a přepočítaný parametr nemají stejné odchylky.

Parametr R3						
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Záda
0,339905	0,80239975	1,37995225	0,94943325	1,4337315	0,7667025	1,3276735

Tabulka 44: Průměry hodnot parametru R3 pro různé lokality

$$R3^{\times}_{pata} = 0,339905 \cdot \sqrt[2000]{0,5} = \underline{0,339787218}$$

$$R3^{\times}_{předloktí_dors} = 0,80239975 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{0,801754303}$$

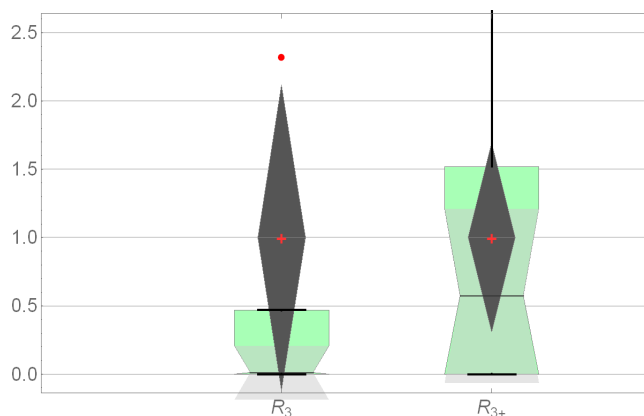
$$R3^{\times}_{předloktí_vol} = 1,37995225 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{1,378842223}$$

$$R3^{\times}_{dekolt} = 0,94943325 \cdot \sqrt[2000]{0,3} = \underline{0,948861876}$$

$$R3^{\times}_{dlaň_dors} = 1,4337315 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{1,433919592}$$

$$R3^{\times}_{dlaň_vol} = 0,7667025 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{0,766803084}$$

$$R3^{\times}_{záda} = 1,3276735 \cdot \sqrt[2000]{0,4} = \underline{1,327065372}$$



Graf 25: Srovnání původního R3 a přepočteného parametru $R3^{\times}$

	P-Hodnota
Conover	0,0615539

Tabulka 45: Výsledek Conoverova testu pro parametry $R3$ x $R3^{\times}$

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testovaný původní parametr a přepočítaný parametr nemají stejné odchylky.

Parametr R4						
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Záda
0,08040575	0,9650175	1,07838125	1,064192	1,51824725	0,49662275	1,79730225

Tabulka 46: Průměry hodnot parametru R4 pro různé lokality

$$R4^{\times}_{pata} = 0,08040575 \cdot \sqrt[2000]{0,5} = \underline{0,080377888}$$

$$R4^{\times}_{předloktí_dors} = 0,9650175 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{0,964241244}$$

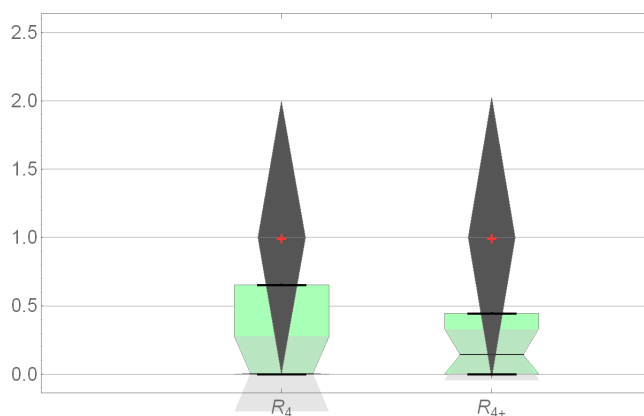
$$R4^{\times}_{předloktí_vol} = 1,07838125 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{1,077513805}$$

$$R4^{\times}_{dekolt} = 1,064192 \cdot \sqrt[2000]{0,3} = \underline{1,063551564}$$

$$R4^{\times}_{dlaň_dors} = 1,51824725 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{1,51844643}$$

$$R4^{\times}_{dlaň_vol} = 0,49662275 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{0,4966687902}$$

$$R4^{\times}_{záda} = 1,79730225 \cdot \sqrt[2000]{0,4} = \underline{1,797538039}$$



Graf 26: Srovnání původního R4 a přepočteného parametru R4^x

	P-Hodnota
Conover	0,595625

Tabulka 47: Výsledek Conoverova testu pro parametry R4 x R4^x

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testovaný původní parametr a přepočítaný parametr nemají stejné odchylky.

Parametr R8						
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Záda
0,39474775	0,7607285	1,465521	0,888582	1,5614115	0,79429	1,13470025

Tabulka 48: Průměry hodnot parametru R8 pro různé lokality

$$R8^{\times}_{pata} = 0,39474775 \cdot \sqrt[2000]{0,5} = \underline{0,394610964}$$

$$R8^{\times}_{předloktí_dors} = 0,7607285 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{0,760116573}$$

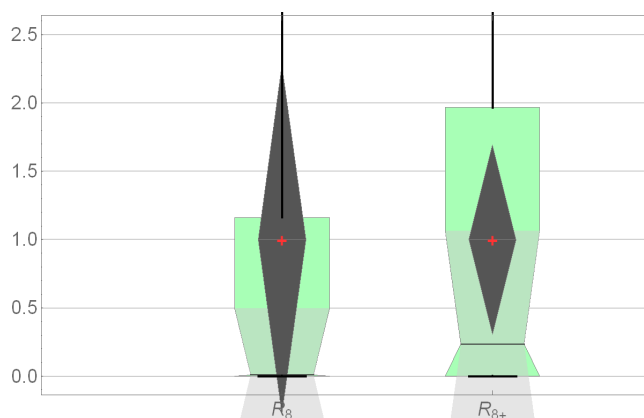
$$R8^{\times}_{předloktí_vol} = 1,465521 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{1,464342142}$$

$$R8^{\times}_{dekolt} = 0,888582 \cdot \sqrt[2000]{0,3} = \underline{0,888047246}$$

$$R8^{\times}_{dlaň_dors} = 1,5614115 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{1,561616343}$$

$$R8^{\times}_{dlaň_vol} = 0,79429 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{0,794394203}$$

$$R8^{\times}_{záda} = 1,13470025 \cdot \sqrt[2000]{0,4} = \underline{1,134849112}$$



Graf 27: Srovnání původního R8 a přepočteného parametru $R8^{\times}$

	P-Hodnota
Conover	0,0825335

Tabulka 49: Výsledek Conoverova testu pro parametry $R8$ x $R8^{\times}$

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testovaný původní parametr a přepočítaný parametr nemají stejné odchylky.

Parametr R9						
Pata	Předloktí dors.	Předloktí vol.	Dekolt	Dlaň dors.	Dlaň vol.	Záda
0,162796	0,81397875	1,37471975	1,392808	0,633094	0,83206725	1,79075325

Tabulka 50: Průměry hodnot parametru R9 pro různé lokality

$$R9^{\times}_{pata} = 0,162796 \cdot \sqrt[2000]{0,5} = \underline{0,162739589}$$

$$R9^{\times}_{předloktí_dors} = 0,81397875 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{0,8113323989}$$

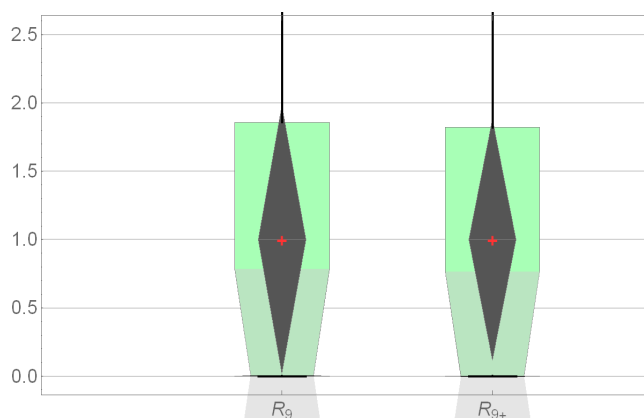
$$R9^{\times}_{předloktí_vol} = 1,37471975 \cdot \sqrt[2000]{0,2} = \underline{1,373613932}$$

$$R9^{\times}_{dekolt} = 1,392808 \cdot \sqrt[2000]{0,3} = \underline{1,391969801}$$

$$R9^{\times}_{dlaň_dors} = 0,633094 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{0,633177056}$$

$$R9^{\times}_{dlaň_vol} = 0,83206725 \cdot \sqrt[2000]{1,3} = \underline{0,832176409}$$

$$R9^{\times}_{záda} = 1,79075325 \cdot \sqrt[2000]{0,4} = \underline{1,789933013}$$



Graf 28: Srovnání původního R9 a přepočteného parametru R9^x

	P-Hodnota
Conover	0,342764

Tabulka 51: Výsledek Conoverova testu pro parametry R9 x R9^x

Nulová hypotéza H_0 není na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. Testovaný původní parametr a přepočítaný parametr nemají stejné odchyly.

6 Výsledky

Praktická část této bakalářské práce se věnovala zkoumání hloubkových parametrů relevantních pro posuzování viskoelastických vlastností kůže. Parametry jsou dle dostupné literatury děleny na dvě rozdílné skupiny. Parametry absolutní, nezávislé na tloušťce kůže, byly stejně jako parametry frakcionální upraveny do normalizovaného souboru hodnot. Důvodem tohoto kroku bylo zjištění, zda se hodnoty parametrů obou skupin nalézají v normálním či nenormálním rozložení. Původní absolutní parametry se nacházely v nenormálním rozložení. Pokud by nebyl proveden test normalizace, tak by v následujících výpočtech docházelo k podstatným odchylkám.

Normalizovaná data parametrů byla následně testována v programu Wolfram Mathematica v10.1.0. K testování byl vybrán Conoverův test, jenž je řazen mezi testy neparametrické. Testovány byly 3 různé možnosti srovnání parametrů, a to parametry absolutní s absolutním, parametry absolutní s frakcionálním a nakonec parametry frakcionální s frakcionálním, přičemž srovnání parametrů uvnitř jednotlivých skupin bylo voleno náhodným způsobem. U první skupiny byly všechny nulové hypotézy H_0 zamítnuty, což odpovídá předpokladu, že není vhodné mezi sebou srovnávat absolutní parametry z důvodu závislosti na tloušťce kůže. U frakcionálních parametrů byla nulová hypotéza H_0 zamítnuta ve dvou případech z celkových tří testovaných kombinací. Nulová hypotéza H_0 nebyla zamítnuta u kombinace parametru R2 a R7. Testováním kombinací absolutního parametru a frakcionálního parametru bylo zjištěno, že v případě kombinace frakcionálního parametru R2 s parametrem absolutním je nulová hypotéza na základě 5% hladiny signifikace zamítnuta. U testování kombinace jiného frakcionálního parametru než R2 s absolutním parametrem není nulová hypotéza zamítnuta. Na základě těchto testování lze potvrdit, že lze parametr R2 srovnávat v rámci různých míst s jinými parametry.

Srovnání kutometrických vlastností u dvou probandů s věkovým rozdílem 17 let proběhlo v oblasti dekoltu. Ultrazvukové měření tloušťky kůže nepotvrdilo předpoklad ztenčující se vrstvy epidermis v závislosti na rostoucím věku, a proto byly dekoly srovnány metodou kutometrie. Srovnáním jednotlivých parametrů lze objektivně zhodnotit viskoelastické vlastnosti kůže. Srovnání potvrzuje vyšší věk probandu č. 1 oproti probandu č. 2 v měřených parametrech R2, R4, R5, R6, R7. Naopak lepších hodnot dosahuje proband č. 1 ve zbývajících měřených parametrech, a to R0, R1, R3, R8 a R9. Srovnání ukázalo vliv stárnutí na úbytek elastických a kolagenní vláken, jejichž množství s rostoucím věkem klesá.

Druhá polovina praktické části je věnována ultrazvukovému měření tloušťky kůže v závislosti na kutometrické diagnostice. Před měřením probandu bylo nejprve provedeno kontrolní měření fantomu, tedy vepřového boku. Fantom byl měřen ultrazvukovou diagnostikou, poté byl pro kontrolu míry přesnosti měřen školním pravítkem. Přesnost ultrazvukového přístroje lze jen zhruba odhadovat, jelikož tloušťka vrstvy epidermis se pohybuje v desetinách mm, což nejsme schopni pomocí školního pravítka ověřit. Přesnost přístroje byla ověřena na vrstvě svaloviny s podkožním tukem, jehož tloušťka vykazuje vyšší hodnoty (7 mm) již měřitelné pravítkem. Pro měření tloušťky kůže probandu byla

vybrána taková místa, aby rozdíl mezi naměřenými hodnotami byl různorodý. Nejtenčí vrstva epidermis byla zaznamenána na předloktích měřených dorsálně i volárně. Naměřená hodnota epidermis v této části těla byla 0,2 mm. Naopak netlustší vrstva epidermis byla zaznamenána na dlani měřené volárně.

Stěžejním bodem této práce bylo nalezení způsobu, jakým by bylo možné korigovat absolutní parametry spolu s tloušťkou sehrávající u této skupiny parametrů značný význam. Na základě matematických výpočtů byl zjištěn vzorec pro zohlednění tloušťky kůže u absolutních parametrů. Zprůměrovanou hodnotu čtyř křivek určitého absolutního parametru v rámci jednotlivých měřených míst je nutné vynásobit dvoutisícovou odmocninou z tloušťky epidermis v konkrétním místě. Obecný matematický vzorec modifikovaného parametru lze zapsat: $R0_{\text{lokalita}}^* = R0_{\text{lokalita}} \cdot \sqrt[2000]{t}$, přičemž $R0$ je zprůměrovaná hodnota $R0$ čtyř křivek a t představuje tloušťku měřenou v mm. Pomocí vzorce byly přepočítány veškeré absolutní parametry a následně byly dále testovány pomocí Conoverova testu. Nulová hypotéza H_0 byla u parametru $R0$ zamítnuta, což značí o stejnorodosti nalezených rozptylů. Největší zjištěná odchylka modifikovaného parametru $R0^*$ od původní hodnoty parametru pohybující se pouze do cca 0,00111. Nulové hypotézy u parametrů $R3$, $R4$, $R8$ a $R9$ nebyly na základě 5% hladiny signifikace zamítnuty a tzn., že původní parametry a modifikovaný parametry nevykazují stejné odchylky. Tento fakt svědčí o tom, že pro srovnávání absolutních parametrů je vhodný pouze modifikovaný parametr $R0$.

6.1 Zhodnocení přínosnosti pro klinickou praxi

Podstatou této práce bylo prokázání souvislosti ultrazvukového měření tloušťky kůže se současným zkoumáním viskoelastických vlastností kůže na základě kutometrické diagnostiky. Práce poukazuje na známý fakt, že absolutní parametry nelze srovnávat s jinými parametry, neboť jejich závislost na tloušťce je značná. Vytvořením modifikovaného parametru, jenž zahrnuje tuto závislost je podstatné při dalším zkoumání a hodnocení viskoelastických parametrů kůže. Zvyšující se tloušťka epidermis zapříčiněná vznikem hypertrofické jizvy nastává zejména po těžkých úrazech kožní vrstvy. Parametr by tak byl v tomto případě násoben vyšší hodnotou tloušťky, přičemž hodnota odchylky by byla vyčíslena v záporných číslech. Tento poznatek by mohl dát za vznik případné hodnotící tabulce, přičemž záporné odchylky by znamenaly určitou patologii.

Přínos této práce by mohl být v důkazu, že modifikovaný parametr $R0^*$ lze jako jediný ze skupiny absolutních parametrů používat k obecnějším srovnáním a hodnocením stejně jako frakcionální parametr $R2$.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo seznámení se s ultrazvukovou diagnostikou využívanou v dnešní době nejen k obvyklým zdravotnickým úkonům, ale také za účelem měření tloušťky kůže. Jedním z bodů zadání bylo zhodnocení současného stavu způsobu měření tloušťky kůže pomocí ultrazvukové diagnostiky. Běžně k měření tloušťky kůže pomocí ultrazvukového přístroje nedochází, neboť pro objektivní zkoumání je zapotřebí využití vysokofrekvenčního ultrazvuku, jenž se ke každodenním lékařským vyšetřením nepoužívá, a proto se tyto přístroje nacházejí pouze na specializovaných pracovištích. Měření tloušťky kůže může být zásadní nejen při zhodnocení celkového stavu a vlastností kůže, ale může poukázat nebo dokonce odhalovat zásadní problémy týkající se problematiky spojené s kožní vrstvou, jakými mohou být například nejrůznější kožní nádory, představující stále se zvětšující riziko. Tloušťka kůže byla měřena za současného využití kutometrické diagnostiky. Kutometrická diagnostika představuje významnou techniku nejen z kosmetického hlediska, ale hlavní přínosy této techniky lze vidět v klinické praxi při posuzování viskoelastických vlastností lidské kůže a to vyhodnocením měřených parametrů.

Stěžejním bodem této práce bylo zjišťování relevantních parametrů pro zkoumání viskoelastických vlastností a vytvoření obecného matematického vzorce pro přepočtení absolutních parametrů závislých na tloušťce kůže měřené ultrazvukovým přístrojem. Výsledný vzorec lze použít pro všech 5 absolutních parametrů (R_0 , R_1 , R_3 , R_4 , R_8 a R_9). Takto přepočtený parametr zohledňuje tloušťku v daném místě zkoumání viskoelastických parametrů a lze tak objektivně vyhodnotit stav viskoelastických vlastností a v závislosti na tomto faktu lze stanovit optimální léčbu nebo pozorovat, zda aplikovaná léčebná procedura je úspěšná či nikoliv.

Téma této bakalářské práce je velmi obsáhlé a časově náročné na měření, neboť pacienti jsou měřeni v určitých časových intervalech. (např. 6 měsíců a více) Proto bylo měření provedeno pouze v rámci jednoho probandu, avšak na základě více měřených lokalit na těle. Ze stejného důvodu se mohou u této práce vyskytnout nepřesnosti, důvodem je nemožnost srovnání hodnot kutometrických parametrů nebo tloušťky kůže s více probandy. Testovaný proband může vykazovat ukázkové hodnoty nebo naopak hodnoty podprůměrné, s nimiž je dále počítáno.

Oblast výzkumu kutometrické diagnostiky je široká a velmi zajímavá. Proto bych se v návaznosti na tuto práci chtěla kutometrickou diagnostikou spojenou s ultrazvukovou technikou zabývat i v diplomové práci. Za pomoci kombinace obou technik by mohly být vytvořeny určité tabulky nebo systém hodnotící patologické změny kůže zapříčiněné např. melanomy či jinými kožními nádory a to na základě zjištěných parametrů a tloušťky kůže. Onemocnění spojená s kůží jsou podceňována, a proto k diagnostice maligních nádorů často dochází pozdě. Na základě tohoto faktu se stává prognóza pro pacienta z velké části nepříznivou.

Seznam použité literatury

1. ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2000. ISBN 9788001021521.
2. HOFER, Matthias. *Kurz sonografie*. 2005. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 8024709562.
3. ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada Publishing a.s., 2006. ISBN 978-80-247-1383-0.
4. ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika: PRO ZDRAVOTNICKÉ A BIOMEDICÍNSKÉ OBORY*. Praha: Grada Publishing a.s., 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
5. TYKVART, Vlastimil. Fyzikální terapie: Ultrazvuky. In: *Zdravotnická technika* [online]. 2012-2013 [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: <http://www.selt.cz/fyzikalni-terapie.php?article=2008020019-ultrazvuky>
6. BREYER, B., C.A. BRUGUERA, H.A. GHARBI, B.B. GOLDBERG, F.E.H. TAN, M.W. WACHIRA a F.S. WEILL. *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. Praha: Grada Publishing, spol. s.r.o., 2000. ISBN 80-7169-689-7.
7. MUDR. NALOS, Daniel a Dušan MUDR. MACH. *Periferní nervové blokády*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2010. ISBN 978-80-247-3280-0.
8. Basic principle of medical ultrasonic probes (transducer). *Portal site of ultrasonic sensors* [online]. 1997-2015 [cit. 2015-03-22]. Dostupné z: <http://www.ndk.com/en/sensor/ultrasonic/basic02.html>
9. Venue 50 Ultrasound. *GE Healthcare* [online]. 2015 [cit. 2015-02-19]. Dostupné z: http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/ultrasound/point_of_care_ultrasound/venue_50
10. VOJÁČEK, Antonín. Ultrazvukové senzory přiblížení. *Automatizace.hw* [online]. 2005 [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2005110201>
11. *Sonografie velkých krčních cév*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-2664-9.
12. MUDR. MUSIL, Dalibor. *Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2008. ISBN 978-80-247-2161-3.
13. SEIDL, Zdeněk, Andrea BURGETOVÁ, Eva HOFFMANNOVÁ, Martin MAŠEK, Manuela VANĚČKOVÁ. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
14. HRAZDIRA, Ivo. *ÚVOD DO ULTRASONOGRAFIE V OTÁZKÁCH A ODPOVĚDÍCH pro studenty lékařské fakulty: Část I. Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití*. Brno, 2008, 36 s.
15. POKORNÁ, Andrea a Romana MRÁZOVÁ. *Kompendium hojení ran pro sestry*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-80-247-3371-5.
16. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
17. SLEZÁKOVÁ, Lenka. *Ošetřovatelství pro zdravotnické asistenty IV: Dermatovenerologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-2506-2.

18. MIKULA, Jan a Nina MULEROVA. *Prevence dekubitů*. Praha: Grada Publishing a.s., 2008. ISBN 978-80-247-2043-2.
19. MARTÍNEK, Jindřich. *Histologický atlas*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-2393-8.
20. ADÁMEK, Tomáš, Miluše DOBISÍKOVÁ, Hana ELIÁŠOVÁ, Jiří FIŠER, Jiří HLADÍK, Jiří ŠTEFAN, Hana ŠULÁKOVÁ, Daniel VANĚK a Miloslav VILÍMEK. *Soudní lékařství a jeho moderní trendy*. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-3594-8.
21. KITTNAR, Otomar, Miloš LANGMEIER, Dana MAREŠOVÁ a Jaroslav POKORNÝ. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
22. NOVÁKOVÁ, Iva. *Ošetřovatelství ve vybraných oborech*. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3422-4.
23. LÜLLMANN-RAUCH, Renate. *Histologie*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3729-4.
24. KOOLMAN, Jan, HEINRICH-ROHM, Vladimír BENDA a Martin VEJRAŽKA. *Barevný atlas biochemie*. 4. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-3-13-759404-8.
25. Mechanické vlastnosti - obecně. *Patobiomechanika a patokinesiologie: Kompendium* [online]. 2010 [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_obecne.php
26. LOPOT, František. *Reologie a biomechanika*. 2010.
27. ČERMÁKOVÁ, Viola. *Měření mechanických vlastností biologických materiálů in-vivo*. 2012.
28. Mindray M7 Vet. *AtomVet* [online]. 2013 [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: <http://www.atomvet.cz/cs/detail/207-Mindray-M7-Vet.html>
29. CouragepKhazaka electronic GmbH, Cologne, Germany. Information and Operating Instructions for the Cutometer1 MPA 580 and the software Cutometer1 MPA Q. 2010. 45 pages; URL <http://www.courage-khazaka.de/>.
30. NGUYEN, D.Q, T.S POTOKAR a P. PRICE. *An objective long-term evaluation of Integra (a dermal skin substitute) and split thickness skin grafts, in acute burns and reconstructive surgery*. 2010.
31. KRUGER, Grant, Brandon KERINS, Divyarajsinh RAOL, Joseph KIRBY a Matthew VALVANO. *Skin Hardness and Elasticity Measurement Device*. University of Michigan, 2010.
32. *Československá dermatologie*. Praha: Praha : Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, [199]-, 2005. ISSN 0009-0514.
33. CUTOMETER® Dual MPA 580: Mechanical parameters of the skin. *CUTOMETER® Dual MPA 580* [online]. 1986 [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: http://69.89.31.118/~cyberder/main/wp-content/themes/twentyten/doc/Cutometer_MPA580.pdf
34. PACKHAM, Chris, Hilary PACKHAM a Helen TAYLOR. EnviroDERM service. *Cutometer® Dual MPA580* [online]. 2008 [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: <http://www.enviroderm.co.uk/Cutometer-MPA580>
35. ŠÍNA, Petr. *Použití alogenní acelulární dermis k rekonstrukci hlubokých popálených ploch a plošných kožních defektů po excizi hypertrofických jizev*. 2009.

36. RAMPL, Ivan. Dermatologie. *DermaLab* [online]. 2010 [cit. 2014-01-19]. Dostupné z: <http://www.enjoy.cz/sluzby/dermatologie-dermalab/>
37. NAVEED, AKHTAR, ZAMAN SHAHIQ UZ, ALI KHAN BARKAT, MUHAMMAD NAEEM AMIR a MUHAMMAD ALI EBRAHIMZADEH. *CALENDULA EXTRACT: EFFECTS ON MECHANICAL PARAMETERS OF HUMAN SKIN*. 2011, 697-701.
38. KAPOOR, Shweta a Swarnlata SARAF. *Assessment of viscoelasticity and hydration effect of herbal moisturizers using bioengineering techniques*. 2010, 298-304.
39. AGACHE, Pierre a Philippe HUMBERT. *Measuring the Skin: Non-invasive Investigations, Physiology, Normal constants*. Berlin: Springer, 2004. ISBN 3-540-01771-2
40. Venue 40: Basic Service Manual. *Medsensor* [online]. 2008-2012 [cit. 2015-04-21]. Dostupné z: http://medsensor.ru/data/PARKONIRMS/attachments/dd/files/2.1.2.2/Venue_40_SM.pdf
41. FAJKOŠOVÁ, Kateřina. Vysokofrekvenční ultrazvuk v dermatologické praxi. *Dermatologie v praxi*. 2010, č. 4.
42. Manual de Operação Cutometer ® MPA 580 e software para Windows®. *Cosmeticsonline*[online]. 2009 [cit. 2015-04-21]. Dostupné z: http://www.cosmeticsonline.com.br/produtos/arquivos/A20_manual_mpa580.pdf
43. M7/M7T Diagnostic ultrasound system: Operator´s manual. *Mindray North America* [online]. 2014 [cit. 2015-04-21]. Dostupné z: http://www.mindraynorthamerica.com/cmsAdmin/uploads/h-046-000542-00-14-0_m7-ops-manual.pdf
44. SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. Zobrazovací metody využívající neionizující zařízení. *Muni space* [online]. 2014 [cit. 2015-03-12]. Dostupné z: <https://munispace.muni.cz/index.php/munispace/catalog/book/160>
45. ESCOFFIER, C.,J de RIGAL, A.ROCHEFORT, R. VASSELET, J.-LÉVeQUE and P.G. AGACHE. Age-related mechanical properties of human skin: an in vivo study. *Journal of Investigative Dermatology*. 1989, vol.93(3), p.353-7. ISSN 0007-0963. Doi:10.1111/1523-1747.ep12280259
46. ZADRAŽILOVÁ, Tereza. Biofyzikální web. *Ultrazvuk: Diagnostické a terapeutické využití* [online]. 2004 [cit. 2015-04-25]. Dostupné z: http://ftplf2.agarek.com/fyzioprak/biofyzika/semin/tercaza_uz.php
47. NÁDENÍČEK, Petr a Martin SEDLÁŘ. *Ultrazvuk: Principy, základy techniky*. Čejkovice, 2011.
48. ZVÁRA, Karel. *Biomedicínská statistika IV.: Základy statistiky v prostředí R*. Univerzita Karlova v Praze: Karolinum, 2013. ISBN 978-80-246-2245-3.

Dodatky

Dodatek A

A.1. Ultrasonograf Venue 40

V této kapitole lze nalézt popis ultrazvuku Venue 40 značky GE Healthcare, jenž je využíván na popáleninovém oddělení Fakultní nemocnice Ostrava. Při měření se však zjistilo, že nelze vyexportovat naměřená data, a proto bude provedeno pouze kontrolní měření.

Ultrasonograf Venue 40 řadíme k poměrně přesným a kvalitním přístrojům v dostupné cenové relaci umožňující využití např. v anestezii, při vyšetřování pohybového aparátu, vaskulárního prostředí nebo v intervenční, nouzové či kritické péči.



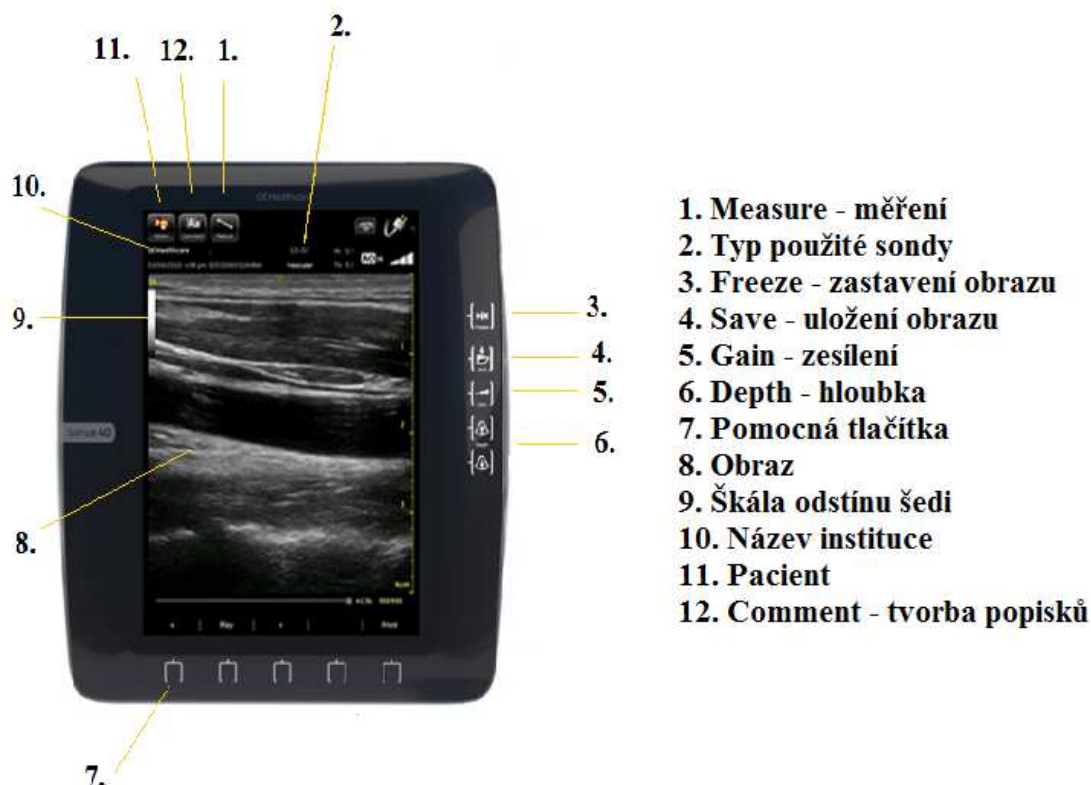
Obrázek A1: Ultrasonograf Venue 40 [40]

Ultrasonograf Venue 40, jehož vyobrazení můžeme vidět na obrázku A1, je považován za velmi spolehlivý a osvědčený systém vyznačující se kvalitním obrazem s vysokým rozlišením a dotykovým rozhraním. Dotykové prostředí umožňuje systém používat bez klávesnice, což poměrně usnadňuje

a také urychluje celý proces vyšetření. Venue 40 je snadno přenosný systém vážící 3,6 kg, jehož rozměry umožňují umístění i do menších prostor [9, 40].

A.2. Technický popis Venue 40

Venue 40 je označován za velmi důmyslnou technologii, neboť použité prvky a inovace umožňují provádět úkony snadněji, rychleji a spolehlivěji. Ultrasonograf disponuje dotykovou 10,4" LCD obrazovkou, jejíž povrch je jednolitý, beze spár, a to zajišťuje snadnou dezinfekci nebo jiné čištění. Dotyková obrazovka měří na výšku 28,2 cm a na šířku 27,4 cm, zatímco její hloubka je pouhých 5,6 cm. Obrazovka pracuje s rozlišením 800 na 600 a umožňuje široký úhel pohledu až hraničních 170°, vychylovací úhel celé konzole je 45°. Konzole ultrasonografu mimo jiné zahrnuje vestavěný reproduktor, tři vstupy pro připojení sondy zajištěnými pojistkami proti samovolnému odpojení a pero pro dotykovou obrazovku. Popis některých funkcí, které lze vidět na obrazovce ultrasonografu, je vyobrazen níže na obrázku A2.



Obrázek A2: Popis dotykové obrazovky Venue 40, upraveno podle [40]

Potřebné napájecí napětí je v rozsahu 100–240 V střídavých, přičemž frekvence je obvyklých 50/60 Hz. Venue 40 může pracovat s maximálním možným výkonem 180 watt. V systému Venue 40 je použita standartní Lithium-Ionová baterie. Kostra celého přístroje disponuje zabudovanými LED indikátory pro napájení ze sítě či nabíjení baterie. Samozřejmostí jsou i LAN a USB porty, DVI port je

taktéž zabudován, což umožňuje připojení externí LCD obrazovky. Venue 40 je vybaven 120MB pamětí a odnímatelným digitálním úložištěm. Ukládání probíhá pouze ve formátech JPEG či MPEG 4. Ultrasonograf je dále vybaven držadly sond, plastovou policí pro odložení např. kontaktního gelu nebo tiskárny či pojízdnými kolečky pro snadnou manipulaci nebo celkový přesun přístroje. K sestavě je možno také dokoupit speciální doplňky nebo vybavení umožňující snadnější péči i údržbu přístroje. [40]

A.3. Sondy přístroje Venue 40

Kompatibilní sondy s ultrasonografem Venue 40 jsou:

- a) *Sonda 3S-SC*,
 - b) *sondy 12L-SC a L8-18i-SC*,
 - c) *sondy 4C-SC a E8CS-SC*.
- a) *Sonda typu 3S-SC* je sondou sektorovou s malou stopou. Disponuje širokým zorným polem pro rozlišení i homogenitu v režimu B. Sonda 3S-SC pracuje s frekvencí 2 MHz. Tento typ sondy se používá k vyšetřování v oblasti břicha, srdce, mozku dospělých pacientů či při tkáňové biopsii.
- b) *Sondy 12L-SC a L8-18i-SC* jsou sondy lineární s širokým zorným polem poskytující šikmé skenování. Pracovní frekvence sond dosahuje 7,5 MHz. Sondy mají širokou možnost působnosti. Uplatňují se při vyšetřování v oblasti břišní, malých orgánů, mozku novorozenců, pediatrikém, hrudním atd.
- c) *Sondy 4C-SC a E8CS-SC* jsou sondy se zakřiveným uspořádáním. Sondy pracují s frekvencí 3,1 MHz a využívají se např. při abdominálních a hrudních vyšetřováních nebo tkáňových biopsiích.

Uvedené sondy se liší vnitřní geometrií, a tedy využitím pro různá vyšetření. Sondy s různou geometrií jsou blíže rozebrány v kapitole 1.8. Ultrasonograf Venue 40 může pracovat např. v módech B a M a provádí také dopplerovské měření toku. Při prováděném vyšetření je schopen provádět celou řadu měření a výpočtů, těmi nejzákladnějšími jsou měření vzdáleností, plošná neboli elipsoidní měření nebo měření průtoku srdce.

Dodatek B

B.1. Ultrasonograf Mindray M7

Tato kapitola je věnovaná ultrasonografu Mindray M7, jehož využití je při měření v této práci zásadní. Mindray M7 je přenosným typem ultrasonografu a jeho využití je široké. Přístroj je vhodný pro vyšetření dospělých pacientů, těhotných žen či novorozenců a uplatňuje se zejména v oblastech gynekologie a porodnictví, urologii, ortopedii a jiných oborech lékařství.

Hmotnost přístroje nepřesahuje 6,5 kg, a proto je vhodný pro přenášení na kratší vzdálenosti pomocí rukojeti, na vzdálenější přesuny lze ultrasonograf vsadit do pojízdného vyztuženého kufru, včetně sond i sonogelu. Mindray M7 dosahuje poměrně velkého zdánlivého výkonu (cca 600 VA), a proto je důležité, aby veškeré otvory pro cirkulaci vzduchu zůstaly po celou dobu práce s přístrojem nezakryté. Potřebné napájecí napětí je v rozsahu 100–240 V střídavých, přičemž frekvence je obvyklých 50/60 Hz. Ultrasonograf je standardně vybaven obrazovkou, klávesnicí s trackballem a tlačítka vyhrazenými pro obsluhu ultrasonografu nebo konektory pro připojení sond a jiných externích zařízení. Přístroj lze stejně jako jiné přenosné typy ultrasonografu umístit do mobilního vozíku umožňujícího snadnější přesun a celkovou manipulaci s přístrojem. Mobilní vozík disponuje držadly na sondy, sonogel, policemi uzpůsobenými pro přídatné moduly (např. EKG modul) nebo tiskárnu [43].



Obrázek B1: Ultrasonograf Mindray M7 [28]

tzv. kontrolního panelu zaujímá alfanumerická klávesnice s klasickým QWERTY rozložením. S tím souvisí i tlačítko umístěné na pozici <20>, jenž umožňuje vytvořit komentář nebo popisek ve výsledném obraze. Na pozici <17> se nachází skupina tahových potenciometrů řídících kompenzaci časového zesílení, pod těmito potenciometry se nachází na pozici <24> otočný knoflík pro optimalizaci jasu obrazu. Tlačítko na pozici <25> je jedním z nejdůležitějších, slouží k zanesení nového pacienta do systému, taktéž tlačítko <26>, to slouží k výběru typu vyšetření a použité sondy. Tlačítko pro potvrzení daného příkazu (chová se jako levé tlačítko myši) se nachází na pozici <36>, na pozicích <37-43> se nacházejí různé zobrazovací mody. Ve spodní části ovládacího panelu se nachází trackball, jehož pohyby se mění pozice kurzoru. Trackball nahrazuje klasickou myš, a tak eliminuje problém s nedostatkem prostoru pro pohyb myši, pokud je např. ultrazvuk upevněn do mobilního vozíku. Nejnižše umístěná tlačítka umožňují: <45> tisk, <46> uložení nebo <48> zmražení obrazu.

1-6	Tlačítka zvýšení/snížení hodnoty dle aktuálních hodnot na displeji	19	Menu	41	CW-mód
7	Tlačítko zapnutí/vypnutí	20	Komentář	42	M-mód
8	Exit	25	Pacient	43	PW-mód
9	Nápověda	26	Vyšetření	45	Tisk
15	Nastavení	32	Kurzor	46	Uložit
16	Smazat (komentáře,...)	34	Měření	48	Zmrazit obraz
18	Alfanumerická klávesnice	37	B-mód	49	Trackball

Tabulka 52: Ovládací tlačítka Mindray M7 [43]

Ultrasonograf Mindray M7 umožňuje provádět vyšetření v několika zobrazovacích modech. Standartně se jedná o mody B, M, C a D. Zobrazovací mód D využívá dále režim PW Doppler a CW Doppler. Mindray M7 umožňuje provést také speciální zobrazení, mezi která je řazeno zobrazení Smart 3D, Static 3D nebo 4D a TDI zobrazení.

B.3. Vyšetřovací sondy Mindray M7

Kompatibilních sond s ultrasonografem je poměrně velké množství. Standartně lze využívat sondy lineární, konvexní, transvaginální, tzv. tužkové sondy a další. Sondy kompatibilní s Mindray M7:

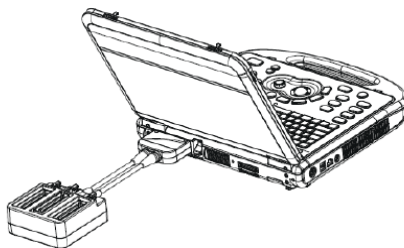


Obrázek B4: Sonda C5-2S



Obrázek B5: Sonda L12-4S

Pro usnadnění manipulace se sondami pro různá vyšetření, přístroj umožňuje připojit do hlavní jednotky modul se 3 vstupy pro různé sondy. Modul je taktéž jako klasická sonda uzamknuta pojistkou bránící samovolné odpojení.

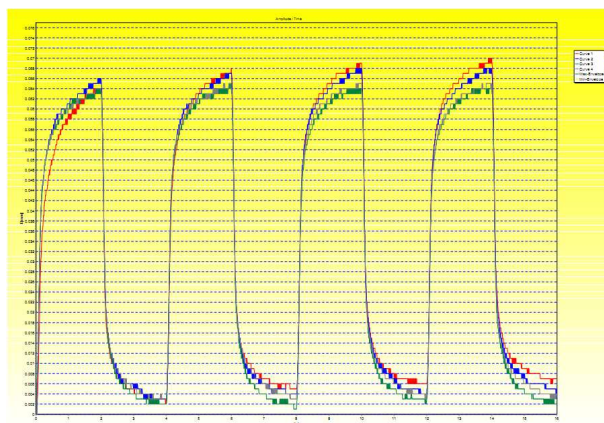


Obrázek B6: Modul se třemi vstupy pro vyšetřovací sondy [43]

Dodatek C

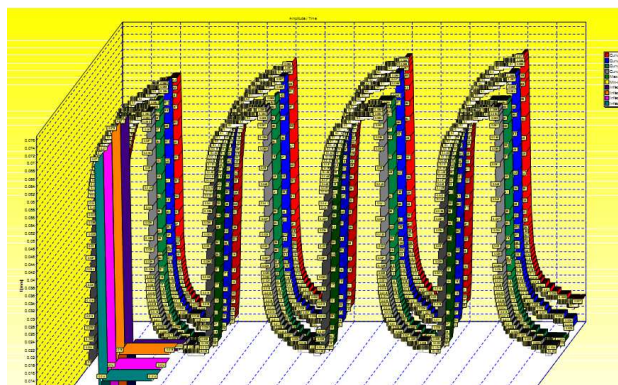
C.1. Reálné výstupy přístroje Cutometer[®]MPA 580

První příloha obsahuje reálné výstupy, tedy grafy, z měření přístrojem Cutometer[®]MPA 580. Grafy lze extrahovat ve čtyřech formátech, první dva lze vidět na obrázcích C1 a C2, přičemž na obrázku C1 jsou zaznamenané křivky klasických, jednoduchých zobrazení. Na obrázku C2 jsou zobrazeny křivky současně s vyznačenými naměřenými hodnotami. Obě zobrazení představují měření na totožném místě. Křivky lze zobrazit i ve formátu zaznamenávající jednotlivé body křivky či křivky s vyznačenými inflexními body.¹³



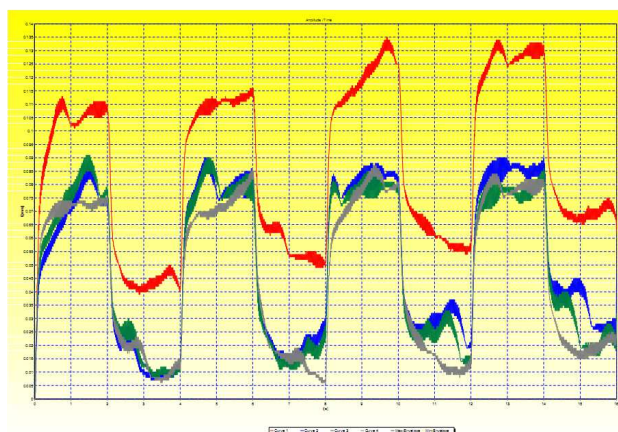
Obrázek C1: Kutometrické křivky, měřená lokalita - pata

¹³ Inflexní bod je bod, jenž na kutometrické křivce odděluje část elastickou od části viskoelastické [29].

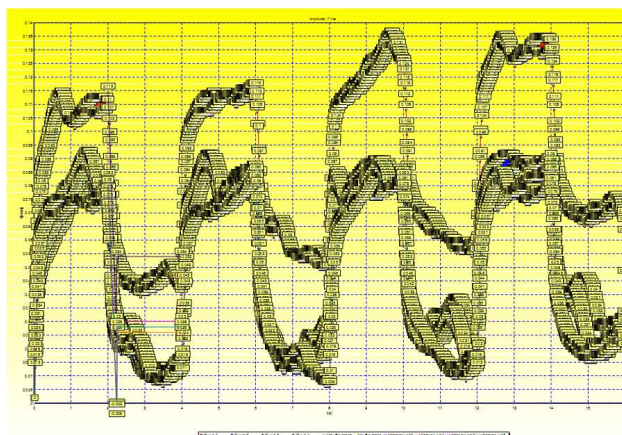


Obrázek C2: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, měřená lokalita - pata

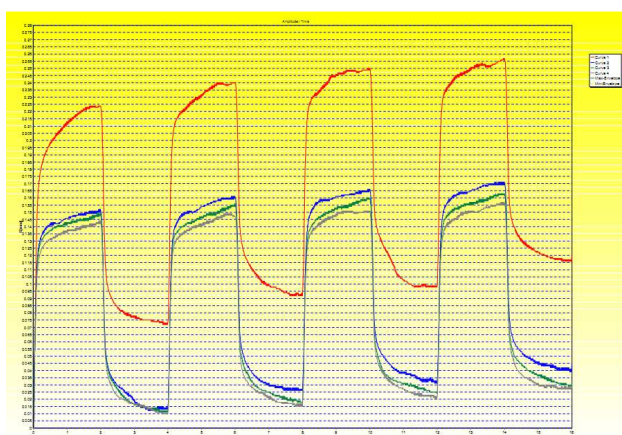
Na obrázku C3 lze vidět zaznamenané křivky při měření předloktí na dorsální straně. Na křivkách je viditelná značná patologie a lze usuzovat, že viskoelastické vlastnosti nevykazují normální hodnoty. Na obrázku C5 jsou zaznamenané kutometrické křivky při měření dekoltu u probandu č. 1. Srovnáním s obrázkem C7, na němž jsou zaznamenané kutometrické křivky získané z měření dekoltu probandu č. 2, lze pozorovat určité rozdíly vykazující ztrátu elastických vláken vlivem věku. Na obrázku C13 a C14 jsou zobrazeny křivky po měření kůže vepřového boku.



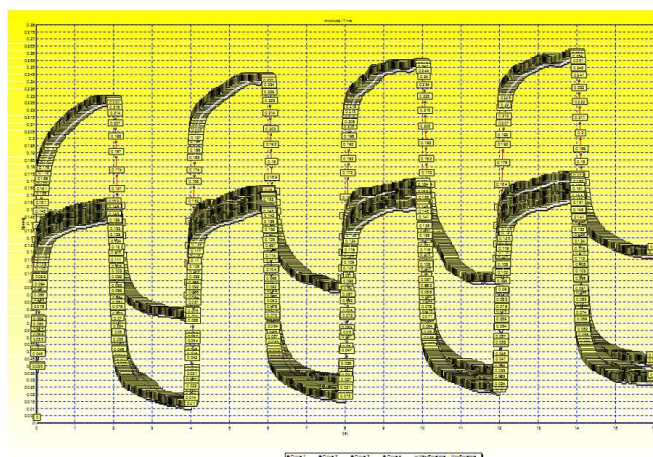
Obrázek C3: Kutometrické křivky s viditelnou patologií, měřená lokalita – předloktí dorsálně



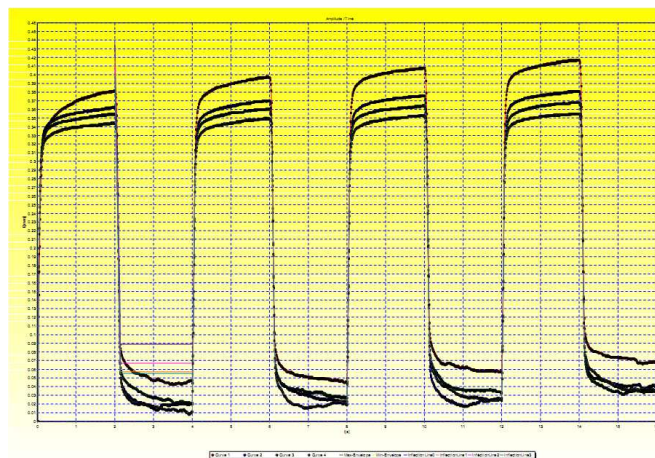
Obrázek C4: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, měřená lokalita – předloktí dorsálně



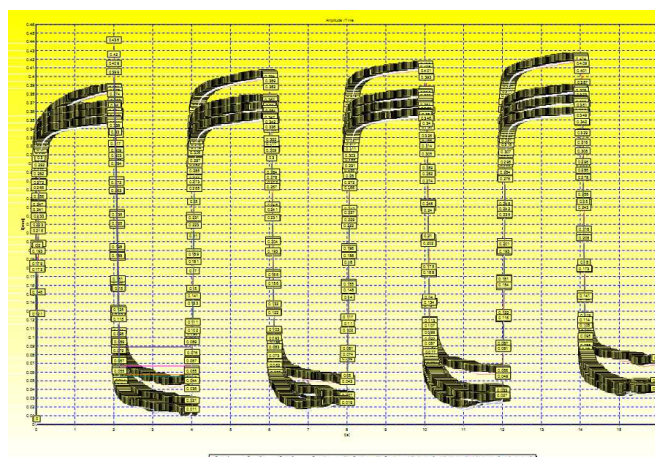
Obrázek C5: Kutometrické křivky, měřená lokalita – dekolť, proband 1



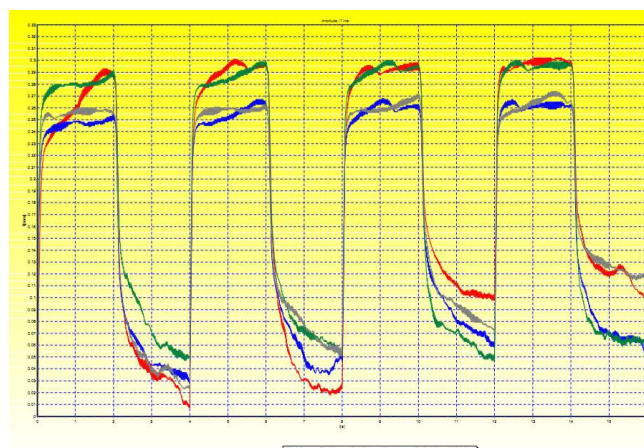
Obrázek C6: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, měřená lokalita – dekolť, proband 1



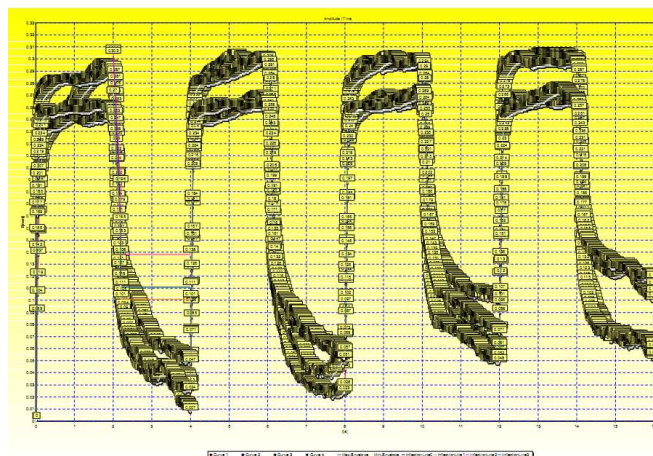
Obrázek C7: Kutometrické křivky, měřená lokalita – dekolt, proband 2



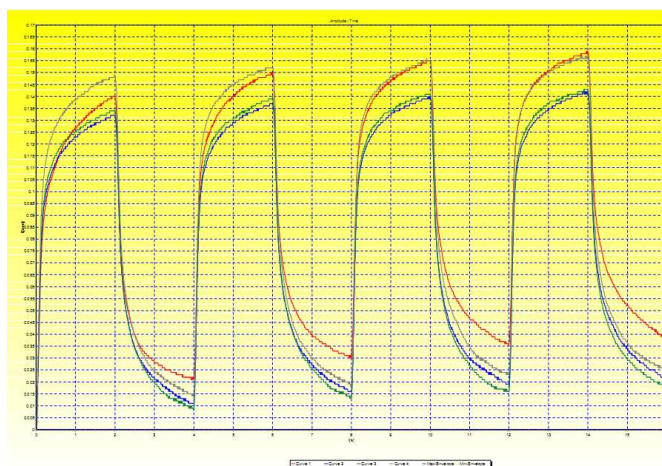
Obrázek C8: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, měřená lokalita – dekolt, proband 2



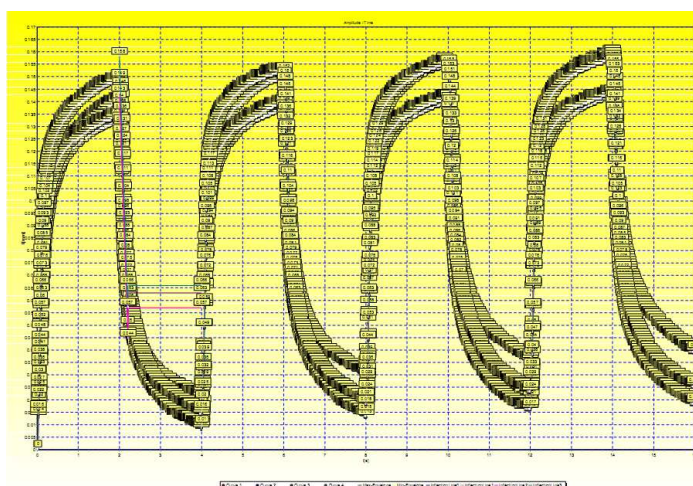
Obrázek C9: Kutometrické křivky, měřená lokalita – dlaň dorsálně



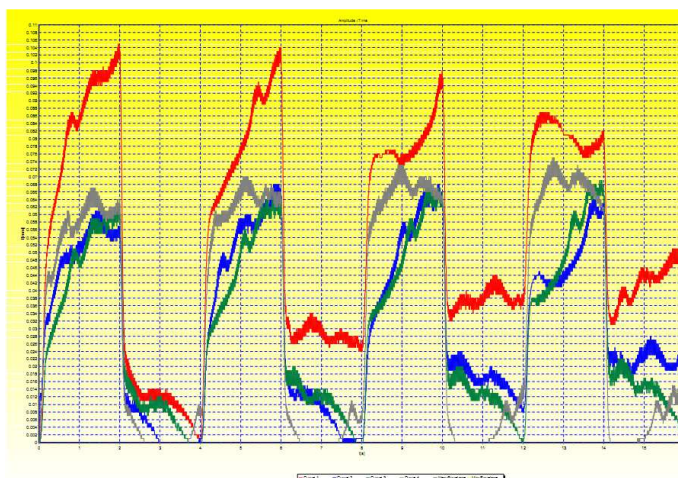
Obrázek C10: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, měřená lokalita – dlaň dorsálně



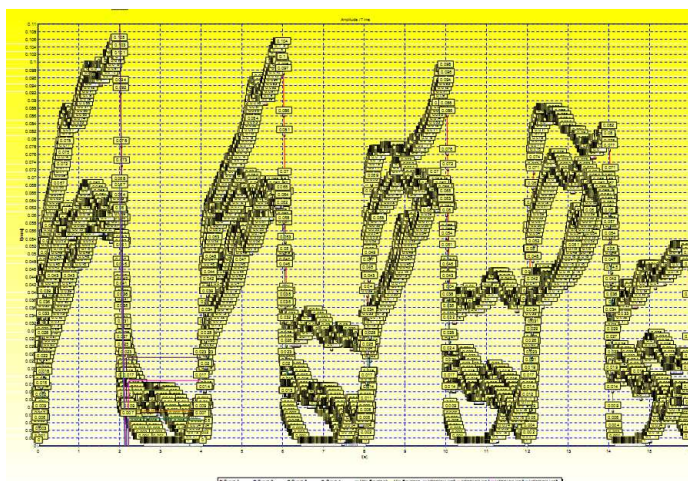
Obrázek C11: Kutometrické křivky, měřená lokalita – dlaň volárně



Obrázek C12: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, měřená lokalita – dlaň volárně



Obrázek C13: Kutometrické křivky, fantom – vepřový bok



Obrázek C14: Kutometrické křivky vykresleny s naměřenými hodnotami, fantom – vepřový bok

Dodatek D

Dodatek D obsahuje 2 kódy pro vykreslení grafů závislostí na měřené lokalitě. Kódy pro parametry R2 až R9 byly pouze analogicky pozměněny. Příložený kód byl použit v programu Matlab 2014a. Tento dodatek také obsahuje kód pro vytvoření Conoverova hypotézního testu.

D.1. Kód pro vykreslení grafů závislostí parametru na lokalizaci

```
figure();
subplot(2,1,1);
plot(ParametrR0,Pata);
xlabel('křivka');
ylabel('Parametr R0');
xlim([1 4]);
ylim([0 0.5]);
grid on;
hold on;
plot(ParametrR0,Pedlokt dorsln, 'r');
hold on;
plot(ParametrR0,Pedlokt volrn, 'g');

subplot(2,1,2);
plot(ParametrR1,R1_Pata1);
xlabel('křivka');
ylabel('Parametr R1');
xlim([1 4]);
ylim([0 0.06]);
grid on;
hold on;
plot(ParametrR1,R1_Pedlokt dorsln1, 'r');
hold on;
plot(ParametrR1,R1_Pedlokt volrn1, 'g');
```

D.2. Kód pro vykreslení grafu před a po normalizaci

```
figure()
subplot(2,1,1)
plot(Kivka,Pata);
xlabel('křivka');
ylabel('Parametr R9');
xlim([1 4]);
ylim([0.0 3.1]);
title('Parametr R9')
grid on;
hold on;
plot(Kivka,Pedlokt dorsln, 'r');
hold on;
plot(Kivka,Pedlokt volrn, 'g');

subplot(2,1,2);
```

```

plot(Kivka,R9_Pata);
xlabel('křivka');
ylabel('Parametr R9');
xlim([1 4]);
ylim([0.0 3.1]);
title('Normalizovaný parametr R9')
grid on;
hold on;
plot(Kivka,R9_PedloktDorsln,'r');
hold on;
plot(Kivka,R9_PedloktVolrn,'g');

```

D.3. Kód pro Conoverův hypotézní test v programu Wolfram Mathematica v10.1.0.

```

pataDx=<|
  "R0"->{0.0640,0.0660,0.0630,0.0640},
  "R1"->{0.0020,0.0030,0.0020,0.0030},
  "R2"->{0.9688,0.9545,0.9683,0.9531},
  "R3"->{0.0700,0.0670,0.0640,0.0650},
  "R4"->{0.0070,0.0030,0.0030,0.0040},
  "R5"->{2.0000,1.2692,1.2308,1.1852},
  "R6"->{2.7647,1.5385,1.4231,1.3704},
  "R7"->{0.5313,0.5000,0.5079,0.5000},
  "R8"->{0.0620,0.0630,0.0610,0.0610},
  "R9"->{0.0060,0.0010,0.0010,0.0010},
  "F0"->{0.0217,0.0184,0.0144,0.0161},
  "F1"->{0.0123,0.0115,0.0115,0.0115},
  "F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
  "F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
  "F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
  "Q0"->{12.800,13.200,12.600,12.800},
  "Q1"->{0.8680,0.8623,0.8725,0.8588},
  "Q2"->{0.7459,0.7365,0.7540,0.7295},
  "Q3"->{0.1220,0.1258,0.1184,0.1292}
|>; predloktiDxDors=<|
  "R0"->{0.1920,0.1410,0.1400,0.1100},
  "R1"->{0.0560,0.0250,0.0090,0.0170},
  "R2"->{0.7083,0.8227,0.9357,0.8455},
  "R3"->{0.2040,0.1540,0.1390,0.1310},
  "R4"->{0.0980,0.0410,0.0450,0.0200},
  "R5"->{0.5462,0.6162,0.6477,0.5638},
  "R6"->{0.6134,0.4242,0.5909,0.1702},
  "R7"->{0.3385,0.4326,0.4071,0.4818},
  "R8"->{0.1360,0.1160,0.1310,0.0930},
  "R9"->{0.0120,0.0130,0.0010,0.0210},

```



```
"F0"->{0.0392,0.0149,0.0349,0.0065},
"F1"->{0.0209,0.0105,0.0395,0.0111},
"F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"Q0"->{38.400,28.200,28.000,22.000},
"Q1"->{0.6504,0.7815,0.7901,0.7908},
"Q2"->{0.5023,0.6163,0.5990,0.7024},
"Q3"->{0.1481,0.1651,0.1911,0.0885}
|>;
```

predloktiDxVolar=<l

```
"R0"->{0.3030,0.2500,0.2330,0.2180},
"R1"->{0.0530,0.0150,0.0180,0.0010},
"R2"->{0.8251,0.9400,0.9227,0.9954},
"R3"->{0.3340,0.2670,0.2550,0.2240},
"R4"->{0.1060,0.0520,0.0410,0.0290},
"R5"->{0.8743,0.6832,0.6378,0.5956},
"R6"->{0.6557,0.2376,0.1888,0.1913},
"R7"->{0.5281,0.5520,0.5365,0.5000},
"R8"->{0.2500,0.2350,0.2150,0.2170},
"R9"->{0.0310,0.0170,0.0220,0.0060},
"F0"->{0.0649,0.0300,0.0162,0.0226},
"F1"->{0.0334,0.0385,0.0318,0.0525},
"F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"Q0"->{60.600,60.600,46.600,43.600},
"Q1"->{0.7658,0.7658,0.8500,0.8701},
"Q2"->{0.6609,0.6609,0.7462,0.7262},
"Q3"->{0.1049,0.1049,0.1037,0.1439}
|>;
```

ZadaIntersc=<l

```
"R0"->{0.365,0.198,0.19,0.187},
"R1"->{0.183,0.006,0.025,0.016},
"R2"->{0.499,0.97,0.868,0.914},
"R3"->{1.419,0.219,0.204,0.197},
"R4"->{0.255,0.046,0.039,0.04},
"R5"->{0.299,0.511,0.453,0.437},
"R6"->{0.58,0.424,0.367,0.317},
"R7"->{0.189,0.359,0.332,0.332},
"R8"->{0.182,0.192,0.165,0.171},
"R9"->{0.054,0.021,0.014,0.01},
"F0"->{0.072,0.03,0.026,0.024},
"F1"->{0.039,0.057,0.033,0.036},
"F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
```

```

"F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"Q0"->{73,39.6,38,37.4},
"Q1"->{0.443,0.822,0.778,0.814},
"Q2"->{0.318,0.619,0.604,0.588},
"Q3"->{0.125,0.203,0.174,0.225}
|>;

```

Dekolt=<|

```

"R0"->{0.224,0.152,0.148,0.142},
"R1"->{0.674,0.901,0.919,0.93},
"R2"->{0.674,0.901,0.919,0.93},
"R3"->{0.256,0.169,0.163,0.155},
"R4"->{0.12,0.044,0.031,0.0,03},
"R5"->{0.556,0.642,0.644,0.646},
"R6"->{0.659,0.434,0.423,0.434},
"R7"->{0.335,0.447,0.453,0.451},
"R8"->{0.151,0.137,0.136,0.132},
"R9"->{0.032,0.017,0.015,0.013},
"F0"->{0.045,0.024,0.023,0.022},
"F1"->{0.026,0.025,0.027,0.028},
"F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"Q0"->{44.8,30.4,29.6,28.4},
"Q1"->{0.612,0.815,0.823,0.827},
"Q2"->{0.494,0.647,0.645,0.658},
"Q3"->{0.118,0.168,0.177,0.169}
|>;

```

DlanDor=<|

```

"R0"->{0.289,0.152,0.148,0.142},
"R1"->{0.007,0.03,0.049,0.024},
"R2"->{0.976,0.88,0.832,0.907},
"R3"->{0.3,0.261,0.296,0.265},
"R4"->{0.105,0.052,0.053,0.111},
"R5"->{0.365,0.267,0.221,0.235},
"R6"->{0.505,0.152,0.15,0.098},
"R7"->{0.242,0.232,0.192,0.214},
"R8"->{0.282,0.22,0.242,0.233},
"R9"->{0.011,0.011,0.005,0.008},
"F0"->{0.069,0.019,0.034,0.012},
"F1"->{0.099,0.067,0.082,0.073},
"F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"Q0"->{57.8,50,58.2,51.4},
"Q1"->{0.8,0.741,0.687,0.76},

```

```
"Q2"->{0.565,0.535,0.498,0.535},
"Q3"->{0.235,0.205,0.189,0.224}
|>;
```

```
DlanVol=<|
```

```
"R0"->{0.14,0.135,0.134,0.148},
"R1"->{0.022,0.011,0.009,0.015},
"R2"->{0.843,0.917,0.933,0.899},
"R3"->{0.159,0.141,0.143,0.157},
"R4"->{0.04,0.02,0.019,0.026},
"R5"->{0.772,0.635,0.621,0.603},
"R6"->{1.456,1.095,1.03,1.027},
"R7"->{0.314,0.303,0.306,0.297},
"R8"->{0.118,0.121,0.125,0.133},
"R9"->{0.019,0.009,0.009,0.009},
"F0"->{0.044,0.034,0.033,0.035},
"F1"->{0.031,0.039,0.04,0.04},
"F2"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F3"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"F4"->{0.0000,0.0000,0.0000,0.0000},
"Q0"->{28,26.4,26.8,29.6},
"Q1"->{0.728,0.765,0.779,0.758},
"Q2"->{0.515,0.524,0.53,0.513},
"Q3"->{0.212,0.241,0.248,0.245}
|>;
```

```
bxWhStyle={{"Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(*"⊕"*)Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-
>18],Lighter[Red,0.2]},{ "MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]},{ "MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]},{ "Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red}};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange->{0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-
>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}]},FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
```

```
r0=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],Dla
nVol[#]&["R0"];
r1=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],Dla
nVol[#]&["R1"];
r2=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],Dla
nVol[#]&["R2"];
r3=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],Dla
nVol[#]&["R3"];
r4=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],Dla
nVol[#]&["R4"];
```

```

r5=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R5"];
r6=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R6"];
r7=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R7"];
r8=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R8"];
r9=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R9"];

```

$$\begin{aligned}
rr0 &= \frac{r0}{\text{Mean}[r0]}; rr1 = \frac{r1}{\text{Mean}[r1]}; rr2 = \frac{r2}{\text{Mean}[r2]}; rr3 = \frac{r3}{\text{Mean}[r3]}; rr4 = \frac{r4}{\text{Mean}[r4]}; rr5 \\
&= \frac{r5}{\text{Mean}[r5]}; rr6 = \frac{r6}{\text{Mean}[r6]}; rr7 = \frac{r7}{\text{Mean}[r7]}; rr8 = \frac{r8}{\text{Mean}[r8]}; rr9 = \frac{r9}{\text{Mean}[r9]}
\end{aligned}$$

```

BoxWhiskerChart[{rr0, rr2}, bxWhStyle, FrameLabel -> {None, None}, ChartLabels -> {R0, R2}]
H=VarianceEquivalenceTest[{rr0,rr2},"HypothesisTestData"];
H["TestDataTable",All]
H["TestDataTable"]
H["TestConclusion"]

```

```

BoxWhiskerChart[{rr1, rr2}, bxWhStyle, FrameLabel -> {None, None}, ChartLabels -> {R1, R2}]
H=VarianceEquivalenceTest[{rr1,rr2},"HypothesisTestData"];
H["TestDataTable",All]
H["TestDataTable"]
H["TestConclusion"]

```

```

BoxWhiskerChart[{rr1, rr0}, bxWhStyle, FrameLabel -> {None, None}, ChartLabels -> {R1, R0}]
H=VarianceEquivalenceTest[{rr0,rr1},"HypothesisTestData"];
H["TestDataTable",All]
H["TestDataTable"]
H["TestConclusion"]

```

```

BoxWhiskerChart[{rr2, rr5}, bxWhStyle, FrameLabel -> {None, None}, ChartLabels -> {R2, R5}]
H=VarianceEquivalenceTest[{rr2,rr5},"HypothesisTestData"];
H["TestDataTable",All]
H["TestDataTable"]
H["TestConclusion"]

```

```

BoxWhiskerChart[{rr2,rr6},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R2","R6"}]
H=VarianceEquivalenceTest[{rr2,rr6},"HypothesisTestData"];
H["TestDataTable",All]
H["TestDataTable"]
H["TestConclusion"]

```

```

BoxWhiskerChart[{rr2, rr7}, bxWhStyle, FrameLabel -> {None, None}, ChartLabels -> {R2, R7}]
H=VarianceEquivalenceTest[{rr2,rr7},"HypothesisTestData"];

```

\mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr0,rr3},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R₀","R₃"}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr0,rr3},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr1,rr4},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{R₁,R₄}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr1,rr4},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr0,rr5},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R₀","R₅"}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr0,rr5},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr0,rr6},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R₀","R₆"}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr0,rr6},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr3,rr6},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R₃","R₆"}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr3,rr6},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr2,rr4},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R₂","R₄"}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr2,rr4},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]
 \mathcal{H} ["TestDataTable"]
 \mathcal{H} ["TestConclusion"]

BoxWhiskerChart[{rr7,rr8},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels->{"R₇","R₈"}]
 \mathcal{H} =VarianceEquivalenceTest[{rr7,rr8},"HypothesisTestData"];
 \mathcal{H} ["TestDataTable",All]

```

 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

D.4. Kód pro Conoverův hypotézní test modifikovaného parametru v programu Wolfram Mathematica v10.1.0.

Tato příloha je tvořena kódem pro vytvoření Conoverova hypotézního testu modifikovaných parametrů R0, R1, R3, R4, R8 a R9. Příložený kód byl použit v programu Wolfram Mathematica v10.1.0.

- **R0-R0^x**

```

pataDx=<|
  "R0"->{0.35336975},
  "R0x"->{0.353247302}
|>;
predloktiDxDors=<|
  "R0"->{0.80161275},
  "R0x"->{0.800967936}
|>;
predloktiDxVolar=<|
  "R0"->{1.3804785},
  "R0x"->{1.37936805}
|>;
ZadaIntersc=<|
  "R0"->{1.2924800},
  "R0x"->{1.291887992}
|>;
Dekolt=<|
  "R0"->{0.9157358},
  "R0x"->{0.915184655}
|>;
DlanDor=<|
  "R0"->{1.49460175},
  "R0x"->{1.494797828}
|>;

DlanVol=<|
  "R0"->{0,76173825},
  "R0x"->{0,761838183}
|>;
bxWhStyle={{ "Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(* $\oplus$ *)Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-
>18],Lighter[Red,0.2]},{ "MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]},{ "MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]},{ "Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red}};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange-> {0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-

```

```

>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}]},FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
r0=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R0"];

```

```

r0x=
Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R0x"];
rr0=r0/Mean[r0];rr0x=r0x/Mean[r0x];
 $\mathcal{H}$ =VarianceEquivalenceTest[{rr0,rr0x},"HypothesisTestData"];
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable",All]
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

- **R1-R1^x**

```

pataDx=<|
"R1"->{0,0984525},
"R1x"->{0,098418384}
|>;
predloktiDxDors=<|
"R1"->{1,05343975},
"R1x"->{1,052592368}
|>;
predloktiDxVolar=<|
"R1"->{0,85653525},
"R1x"->{0,855846257}
|>;
ZadaIntersc=<|
"R1"->{2,26440375},
"R1x"->{2,263366562}
|>;
Dekolt=<|
"R1"->{1,0829755},
"R1x"->{1,08232376}
|>;
DlanDor=<|
"R1"->{1,08297575},
"R1x"->{1,083117826}
|>;

DlanVol=<|
"R1"->{0,561178},
"R1x"->{0,561251621}
|>;
bxWhStyle={{ "Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(* $\oplus$ *)Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-

```

```

>18],Lighter[Red,0.2]],{"MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]],{"MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]],{"Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red}};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange->{0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-
>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}]},FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
r1=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R1"];
r1x=
  Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R1x"];
rr1=r1/(Mean[r1]);rr1x=r1x/(Mean[r1x]);
  BoxWhiskerChart[{rr1,rr1x},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels-
>{"\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",\\\"1\\\"]\\)","\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",RowBox[List[\\\"1\\\",\\\"+\\\"]]]\\\""}]
 $\mathcal{H}$ =VarianceEquivalenceTest[{rr1,rr1x},"HypothesisTestData"];
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable",All]
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

- **R3-R3^x**

```

pataDx=<|
  "R3"->{0,339905},
  "R3x"->{0,339787218}
|>;
predloktiDxDors=<|
  "R3"->{0,80239975},
  "R3x"->{0,801754303}
|>;
predloktiDxVolar=<|
  "R3"->{1,37995225},
  "R3x"->{1,378842223}
|>;
ZadaIntersc=<|
  "R3"->{1,3276735},
  "R3x"->{1,327065372}
|>;
Dekolt=<|
  "R3"->{0,94943325},
  "R3x"->{0,948861876}
|>;
DlanDor=<|
  "R3"->{1,4337315},
  "R3x"->{1,433919592}
|>;

```



```

DlanVol=<|
  "R3"->{0,7667025},
  "R3x"->{0,766803084}
|>;
bxWhStyle={{"Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(*"⊕"*)Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-
>18],Lighter[Red,0.2]},{ "MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]},{ "MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]},{ "Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red}};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange-> {0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-
>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}],FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
r3=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R3"];
r3x=
  Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R3x"];
rr3=r3/(Mean[r3]);r3x=r3x/(Mean[r3x]);
BoxWhiskerChart[{rr3,rr3x},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels-
>{"\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",\\\"3\\\"]\\)","\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",RowBox[List[\\\"3\\\",\\\"+\\\"]]]\\\""}]
 $\mathcal{H}$ =VarianceEquivalenceTest[{rr3,rr3x},"HypothesisTestData"];
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable",All]
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

- **R4-R4^x**

```

pataDx=<|
  "R4"->{0,08040575},
  "R4x"->{0,080377888}
|>;
predloktiDxDors=<|
  "R4"->{0,9650175},
  "R4x"->{0,964241244}
|>;
predloktiDxVolar=<|
  "R4"->{1,07838125},
  "R4x"->{1,077513805}
|>;
ZadaIntersc=<|
  "R4"->{1,79730225},
  "R4x"->{1,797538039}
|>;
Dekolt=<|
  "R4"->{1,064192},
  "R4x"->{1,063551564}
|>;

```

```

DlanDor=<|
  "R4"->{1,51824725},
  "R4x"->{1,51844643}
|>;

DlanVol=<|
  "R4"->{0,49662275},
  "R4x"->{0,496687902}
|>;

bxWhStyle={{ "Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(*"⊕")Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-
>18],Lighter[Red,0.2]},{ "MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]},{ "MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]},{ "Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red }};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange-> {0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-
>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}]},FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
r4=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R4"];
r4x=
  Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R4x"];
rr4=r4/(Mean[r4]);rr4x=r4x/(Mean[r4x]);
BoxWhiskerChart[{rr4,rr4x},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels-
>{"\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",\\\"4\\\"]\\)","\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",RowBox[List[\\\"4\\\",\\\"+\\\"]]]\\\""}]
 $\mathcal{H}$ =VarianceEquivalenceTest[{rr4,rr4x},"HypothesisTestData"];
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable",All]
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

- **R8-R8^x**

```

pataDx=<|
  "R8"->{0,39474775},
  "R8x"->{0,394610964}
|>;

predloktiDxDors=<|
  "R8"->{0,7607285},
  "R8x"->{0,760116573}
|>;

predloktiDxVolar=<|
  "R8"->{1,465521},
  "R8x"->{1,464342142}
|>;

ZadaIntersc=<|
  "R8"->{1,13470025},
  "R8x"->{1,134849112}
|>;

```

```

|>;
Dekolt=<|
  "R8"->{0,888582},
  "R8x"->{0,888047246}
|>;
DlanDor=<|
  "R8"->{1,5614115},
  "R8x"->{1,561616343}
|>;

DlanVol=<|
  "R8"->{0,79429},
  "R8x"->{0,794394203}
|>;
bxWhStyle={{ "Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(*"⊕")Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-
>18],Lighter[Red,0.2]},{ "MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]},{ "MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]},{ "Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red}};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange-> {0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-
>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}]},FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
r8=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R8"];
r8x=
  Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R8x"];
rr8=r8/(Mean[r8]);rr8x=r8x/(Mean[r8x]);
BoxWhiskerChart[{rr8,rr8x},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels-
>{"\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",\\\"8\\\"]\\)", "\\!\\(*SubscriptBox[\\\"R\\\",RowBox[List[\\\"8\\\",\\\"+\\\"]]]\\\""}]
 $\mathcal{H}$ =VarianceEquivalenceTest[{rr8,rr8x},"HypothesisTestData"];
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable",All]
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

- **R9-R9^x**

```

pataDx=<|
  "R9"->{0,162796},
  "R9x"->{0,162739589}
|>;
predloktiDxDors=<|
  "R9"->{0,81397875},
  "R9x"->{0,81332399}
|>;
predloktiDxVolar=<|
  "R9"->{1,37471975},

```

```

"R9x"->{1,373613932}
|>;
ZadaIntersc=<|
"R9"->{1,79075325},
"R9x"->{1,789933013}
|>;
Dekolt=<|
"R9"->{1,392808},
"R9x"->{1,39197}
|>;
DlanDor=<|
"R9"->{0,633094},
"R9x"->{0,633177056}
|>;

DlanVol=<|
"R9"->{0,83206725},
"R9x"->{0,832176409}
|>;
bxWhStyle={{ "Whiskers",Thick},{ "Fences",Thick},{ "MeanDiamond",.5,Lighter[Black,1/3]},{ "Mean
Marker",(*"⊕")Style["+",FontWeight->"Bold",FontSize-
>18],Lighter[Red,0.2]},{ "MedianNotch",1/3,Lighter[Black,0.8]},{ "MedianMarker",1,Lighter[Black,0
.2]},{ "Outliers",Blue},{ "FarOutliers",Red }};
SetOptions[BoxWhiskerChart,PlotRange-> {0,2.5},FrameTicks->Automatic,GridLines-
>{None,Automatic},ChartBaseStyle-
>{RGBColor[168/255.,1,182/255.],EdgeForm[{Thin,Gray}]},FrameTicksStyle-
>Directive[FontFamily->"Helvetica",FontSize->18],LabelStyle->Directive[{FontFamily-
>"Helvetica",FontSize->16}],Background->White,ImageSize->600];
r9=Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#] ]&["R9"];
r9x=
Join[pataDx[#],predloktiDxDors[#],predloktiDxVolar[#],ZadaIntersc[#],
Dekolt[#],DlanDor[#],DlanVol[#]]&["R9x"];
rr9=r9/(Mean[r9]);rr9x=r9x/(Mean[r9x]);
BoxWhiskerChart[{rr9,rr9x},bxWhStyle,FrameLabel->{None,None},ChartLabels-
>{"\\!\\(\\*SubscriptBox[\\\"R\\\",\\\"9\\\"]\\)","\\!\\(\\*SubscriptBox[\\\"R\\\",RowBox[List[\\\"9\\\",\\\"+\\\"]]]\\)"}]
 $\mathcal{H}$ =VarianceEquivalenceTest[{rr9,rr9x},"HypothesisTestData"];
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable",All]
 $\mathcal{H}$ ["TestDataTable"]
 $\mathcal{H}$ ["TestConclusion"]

```

Dodatek E

Disk

Tento dodatek je tvořen elektronickou formou této práce

